

Statistische Analyse der Reaktion
der elektrischen Muskelaktivität auf Belastung
durch Kopfrechnen

von
Claus Wengel
aus
Berlin

1980

Aus dem Institut für Medizinische Statistik und Dokumentation
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. L. Horbach

Statistische Analyse der Reaktion der elektrischen Muskelaktivität auf Belastung durch Kopfrechnen

INAUGURAL - DISSERTATION
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt
von
Claus Wengel
aus
Berlin

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. W. Kersten

Referent: Prof. Dr. L. Horbach

Tag der mündlichen Prüfung: 10.11.1980

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1. Einleitung	1
1.1 Allgemeines über Elektromyographie	1
1.2 Datenmaterial	1
1.3 Fragestellungen	2
2. Methodik der Stichprobenziehung und der Messung des Elektromyointegrals	4
2.1 Stichprobenziehung	4
2.2 Messung des Elektromyointegrals	4
3. Die zur Bearbeitung des Datenmaterials angewandten statistischen Methoden	5
3.1 Datenbeschreibung	5
3.2 Nichtparametrische Verfahren	8
3.3 Univariate parametrische statistische Vergleiche	9
3.3.1 t-Test für zwei verbundene Stichproben	9
3.3.2 Varianzanalyse	10
3.3.3 Lineare Kontraste nach SCHEFFE	11
3.4 Multivariate statistische Methoden	11
3.4.1 Korrelationsdiagramme	12
3.4.2 Lineare Korrelations- und Regressionsanalyse	12
3.4.3 Kovarianzanalyse	14
3.4.4 Bildung von "matched pairs"	15
4. Ergebnisse aus der Bearbeitung des Datenmaterials	16
4.1 Verteilungen vor und nach der Transformation	16
4.2 Zeitlicher Verlauf der unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werte bei einzelnen Probanden	17

4.3	FRIEDMAN-Test und multiple Vergleiche nach WILCOXON und WILCOX zur Prüfung der Rangsummen der unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werte auf Unterschiede	17
4.4	Korrelative Zusammenhänge zwischen Alter, EMI-Werten des Ruhezustandes und der Reaktion auf Kopfrechnen bei den Probandengruppen	20
4.5	Parameter und Kennzeichen der transformierten Verteilungen	22
4.6	Unterschiede zwischen Probandengruppen bei den EMI-Werten des Ruhezustandes und bei der Reaktion auf Kopfrechnen	24
4.7	Unterschiede zwischen Probandengruppen bei den EMI-Werten des Ruhezustandes und bei der Reaktion auf Kopfrechnen unter Ausschaltung des Altersfaktors bzw. bei der Reaktion auf Kopfrechnen unter Ausschaltung des Effektes der EMI-Werte des Ruhezustandes	26
4.8	Unterschiede zwischen Männern und Frauen nach Ausschaltung des Effektes durch das Alter und die EMI-Werte des Ruhezustandes	27
5.	Diskussion	29
5.1	Elektrische Muskelaktivität aus physiologischer Sicht	29
5.2	Klinische Bedeutung der elektrischen Muskelaktivität	32
5.3	Welche neuen Gesichtspunkte bringen die eigenen Untersuchungen?	35
5.3.1	Methodische Gesichtspunkte	35
5.3.2	Abhängigkeit der Reaktion der elektrischen Muskelaktivität von der Ausgangslage	38
5.3.3	Abhängigkeiten der elektrischen Muskelaktivität von Alter, Geschlecht, Lebensabschnitt und Einfluß der emotionalen Beteiligung	42
5.4	Welche diagnostische und sonstige medizinische Verwertbarkeit geht aus den eigenen Untersuchungen hervor?	45

6. Zusammenfassung	48
7. Anhang	50
7.1 Abbildungen	50
7.2 Tabellen	59
7.3 Literaturverzeichnis	67



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546212_0066

1. EINLEITUNG

1.1 Allgemeines über Elektromyographie

Bei der Elektromyographie werden die Aktionspotentiale, die in quergestreiften Muskeln als Ausdruck der Erregung von Muskelfasern entstehen, abgeleitet, beobachtet und registriert. Man braucht dazu Ableitungselektroden, Verstärker und Meßinstrumente. Nachdem auf medizinischem Gebiet das Schwergewicht der Untersuchungen von physiologischer und neurologischer Seite zunächst auf der qualitativen Analyse der Elektromyogramme hinsichtlich Form, Dauer, Amplitude und Frequenz der registrierten Aktionspotentiale gelegen hatte, wandte man sich um 1956 auch der quantitativen Auswertung zu. Es wurde die zwischen den Ableitungselektroden gemessene Spannung umgeformt und über die umgeformte Spannung das Zeitintegral bestimmt. Dieses Zeitintegral bezeichnete man als Elektromyointegral (EMI). Es ist, wie folgt, definiert:

$$W(t_0, T) = \int_{t_0}^T U(t) dt,$$

wobei $U(t)$ die umgeformte Spannung, t_0 den Zeitpunkt des Beginns der Registrierung und T die Dauer der Registrierung des Elektromyogramms bedeutet (7). Mit dem Elektromyointegral erhält man ein Maß der elektrischen Muskelaktivität. Diese kann durch Messung des Elektromyointegrals bei verschiedenen Aktivitätszuständen der Muskulatur untersucht werden.

1.2 Datenmaterial

In der interdisziplinären Untersuchung der Deutschen Forschungsgemeinschaft über die Auswirkungen des Fluglärms auf den Menschen, die man 1969 in München durchführte und über die ein 1974 herausgegebener Hauptbericht vorliegt (4), wurde an einem Kollektiv von Probanden, die sich in der Entfernung ihres Wohnsitzes vom Flughafen unterschieden, neben anderen Variab-

len die elektrische Aktivität eines ruhenden Muskels durch Messung des Elektromyointegrals ermittelt. Die Messungen erfolgten unter Ruhebedingungen, worunter körperliche und geistige Ruhe sowie thermische Behaglichkeit verstanden werden, und anschließend bei Belastung durch geistige Tätigkeit, nämlich Kopfrechnen, bei körperlicher Ruhe und thermischer Behaglichkeit. Außerdem wurden die Werte der Merkmale Alter, Geschlecht und - bei Frauen - Lebensabschnitt (vor bzw. nach der Menopause) festgehalten.

1.3 Fragestellungen

Mit folgenden Fragestellungen ging der Verfasser dieser Arbeit an das Datenmaterial heran:

1. Wie sehen die Verteilungen der unter Ruhebedingungen bzw. bei Belastung durch Kopfrechnen gemessenen EMI-Werte bei allen Probanden sowie gesondert bei Männern und bei Frauen sowie wieder gesondert bei Frauen vor und nach der Menopause aus?
2. Ist eine Transformation der gemessenen EMI-Werte zu rechnerisch besser verwendbaren Werten möglich?
3. Welche paarweisen Abhängigkeiten bestehen zwischen den drei beobachteten Variablen: unter Ruhebedingungen gemessene EMI-Werte, Reaktion auf Kopfrechnen und Alter?
4. Bestehen Unterschiede in den unter Ruhebedingungen gemessenen EMI-Werten bzw. in der Reaktion auf Kopfrechnen zwischen Männern und Frauen sowie zwischen Frauen vor und nach der Menopause?
5. Bestehen Unterschiede in der Reaktion auf Kopfrechnen zwischen Männern und Frauen, wenn man den Einfluß des Alters und der unter Ruhebedingungen gemessenen EMI-Werte ausschaltet?

Bei der Auswertung des Datenmaterials ergeben sich noch weitere Fragestellungen, die an dieser Stelle nicht besonders her-

vorgehoben werden. Die Frage des Einflusses der Entfernung des Wohnsitzes vom Flugplatz wurde in der veröffentlichten Fluglärmstudie (4) behandelt und blieb hier - zweifellos ohne Beeinträchtigung der Ergebnisse - unberücksichtigt.

2. METHODIK DER STICHPROBENZIEHUNG UND DER MESSUNG DES ELEKTROMYOINTEGRALS

2.1 Stichprobenziehung

Bei der Stichprobenziehung in München hatte man zwei Absichten verfolgt: Die Stichprobe sollte repräsentativ sowohl hinsichtlich der Fluglärmsituation als auch hinsichtlich der Bevölkerung sein. Dazu wurden Probandengruppen im Sinne einer Zweistufenstichprobe örtlich gebündelt ausgewählt, und in jedem der so entstehenden Cluster wurde eine akustische Meßstation zur Erfassung der örtlichen Lärmsituation errichtet. Die Anzahl der ausgewählten Cluster betrug 32. Um eine Gleichverteilung der 32 Cluster über der zugrunde gelegten Lärmskala zu erreichen, wurde das Untersuchungsgebiet in so viele akustisch gleichabständige Kurvenareale aufgeteilt, wie Cluster zu verteilen waren, und jeder der entstehenden Streifen mit einem Cluster besetzt. Um Repräsentativität hinsichtlich der Bevölkerung zu erzielen, strebte man ein möglichst breites Altersspektrum (15 bis 70 Jahre) an (4).

2.2 Messung des Elektromyointegrals

Benutzt wurden Elektromyointegratoren (7). Integriert wurde jeweils über eine Minute. Die Muskelaktionspotentiale leitete man vom Musculus extensor digitorum communis des rechten Unterarms mit Hilfe von Oberflächen-elektroden ab. Die Belastung durch Kopfrechnen bestand aus einer Additionsaufgabe. Den Probanden wurde auf einer Leinwand ein Diapositiv mit mehreren Reihen einfacher Zahlen projiziert, die fortlaufend zu addieren waren. Die Lagerung der Probanden erfolgte in einem THONET-Untersuchungsstuhl in entspannter Lage mit leicht gebeugten Extremitäten. Die Messungen unter Ruhebedingungen dauerten insgesamt fünf Minuten, ebenso die Messungen bei Belastung durch Kopfrechnen (4). Damit ergeben sich also pro Proband zehn Meßwerte des Elektromyointegrals. Während dieser Messungen waren die Probanden keinem Fluglärm ausgesetzt.

3. DIE ZUR BEARBEITUNG DES DATENMATERIALS ANGEWANDTEN STATISTISCHEN METHODEN

Die Berechnungen erfolgten im Rechenzentrum der Universität Erlangen-Nürnberg auf einer Rechenanlage vom Typ CDC3300 unter Verwendung des STATSYS-Programmpakets (11) sowie eigener, ad hoc in der Programmiersprache FORTRAN erstellter Programme. Da bei der Bearbeitung des Datenmaterials eine Vielzahl von Tests durchgeführt wird, ist folgendes zu beachten: Man wird bei der Anwendung vieler Tests auch viele zufällige "Signifikanzen" erhalten; z.B. wird man bei einer Signifikanzschranke von $\alpha = 0,05$ auch bei völlig homogenem Material im Mittel 1 "signifikantes" Ergebnis erhalten, wenn man 20 verschiedene Tests durchführt (Problem der multiplen Tests). Ferner ist zu beachten, daß die Tests stark voneinander abhängig sein können. Später werden alle Ergebnisse der Tests mitgeteilt, um ein vollständiges und unverfälschtes Bild zu ermitteln.

Im Folgenden werden die angewandten statistischen Methoden dargestellt.

3.1 Datenbeschreibung

Zur graphischen Darstellung der Häufigkeiten von Merkmalen der Beobachtungseinheiten zeichnet man Histogramme. Hierzu wird bestimmt, wieviele Beobachtungseinheiten auf einzelne Klassen eines Merkmals entfallen. Im Histogramm wird die absolute Häufigkeit einer Klasse des Merkmals durch die Fläche des über der Klassenbreite gezeichneten Rechtecks dargestellt. Histogramme lassen die Verteilungen von Merkmalen erkennen.

Verbindet man in einem Histogramm, das ein stetiges Merkmal wiedergibt, also ein Merkmal, das in einem bestimmten Intervall alle Werte einnehmen kann, die Klassenmitten, so erhält man einen Polygonzug, der dann die Dichte der Werteverteilung charakterisiert. Diese empirische Verteilung stellt somit eine Schätzung der Dichtefunktion einer theoretischen ste-

tigen Verteilung dar. Die wichtigste theoretische stetige Verteilung ist die Normalverteilung. Sie hat einen Gipfel und ist symmetrisch. Weicht eine eingipfelige Verteilungskurve von der Normalverteilung in der Weise ab, daß ihr einer absteigender Ast länger ausläuft als ihr anderer, so ist die Verteilung schief. Man spricht von einer positiven Schiefe, wenn der rechte Kurventeil, von negativer Schiefe, wenn der linke Kurventeil länger ausläuft. Verteilungen von positiver Schiefe gehen häufig, wenn Transformationen durch Logarithmieren von Variablen vorgenommen werden, in angenäherte Normalverteilungen (logarithmische Normalverteilungen) über (19).

Bei dem vorliegenden Datenmaterial werden außer den Histogrammen, die die Altersverteilung der Probanden zeigen, zunächst Histogramme gezeichnet, die die Verteilungen der unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werte wiedergeben, um zu erkennen, ob diese Verteilungen die Form von Normalverteilungen haben. Da sich eine wesentliche Abweichung von der Normalverteilung im Sinne einer positiven Schiefe fand, wurde ein und dieselbe Transformation an jedem der zehn unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werte vorgenommen. Die vorgenommene Transformation ist die Bildung des natürlichen Logarithmus. Die Verteilungen der durch dieses Logarithmieren berechneten EMI-Werte zeigen angenähert eine symmetrische und eingipfelige Form. Die logarithmierten EMI-Werte werden zur Beantwortung weiterer in 1.3 genannten Fragestellungen herangezogen.

Es werden die Begriffe "Ausgangswert AW" und "Reaktionsfläche RF" eingeführt, und zwar bedeuten: AW den Mittelwert aus den drei letzten unter Ruhebedingungen gemessenen und transformierten EMI-Werten und RF die Differenz aus dem Mittelwert der fünf bei Belastung durch Kopfrechnen gemessenen und transformierten EMI-Werte und dem Ausgangswert AW. Die Definitionen des Ausgangswertes und der Reaktionsfläche lauten also wie folgt, wenn $x_1, x_2, \dots, x_{10}$ die zehn untransformierten EMI-Werte eines Probanden sind:

$$AW = \frac{1}{3} (\ln(x_3) + \ln(x_4) + \ln(x_5));$$

$$RF = \frac{1}{5} (\ln(x_6) + \ln(x_7) + \ln(x_8) + \ln(x_9) + \ln(x_{10})) - AW.$$

Man hätte zur Definition des Ausgangswertes alle fünf unter Ruhebedingungen gemessenen EMI-Werte heranziehen können. Dies wurde jedoch nicht gemacht, weil sich herausstellte, daß die Probanden eine gewisse Eingewöhnungszeit benötigten.

Zur Beschreibung der Verteilung eines Merkmals dienen Parameter wie arithmetischer Mittelwert $\bar{x}$, Standardabweichung s und Schiefe γ . Weiterhin werden zur näheren Kennzeichnung angegeben: minimaler Wert $\min(x_i)$, maximaler Wert $\max(x_i)$ des Merkmals und Konfidenzbereich (k_1, k_2) des arithmetischen Mittelwerts. Für die Bestimmung des Konfidenzbereiches ist Voraussetzung, daß das Merkmal normalverteilt ist. Die Definitionen der Parameter $\bar{x}$, s , γ und (k_1, k_2) lauten:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i;$$

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \left(\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \right)};$$

$$\gamma = \frac{n}{(n-1)(n-2)} \frac{\sum_{i=1}^n x_i^3 - 3 \left(\sum_{i=1}^n x_i \right) \left(\sum_{i=1}^n x_i^2 \right) / n + 2 \left(\sum_{i=1}^n x_i \right)^3 / n^2}{s^3};$$

$$(k_1, k_2) = \left(\bar{x} - \frac{t_{(n-1; \alpha)} s}{n}, \bar{x} + \frac{t_{(n-1; \alpha)} s}{n} \right),$$

wobei α die Irrtumswahrscheinlichkeit für den zweiseitigen Test und $t_{(n-1; \alpha)}$ den Schwellenwert der t-Verteilung für $n-1$ Freiheitsgrade bedeutet.

Der arithmetische Mittelwert $\bar{x}$ stellt ein Lokalisationsmaß, die Standardabweichung s ein Dispersionsmaß der Verteilung dar. Der Konfidenzbereich gibt die Grenzen k_1 und k_2 an, die in durchschnittlich $100(1-\alpha) \%$ aller Stichproben den wahren Wert des Parameters "arithmetisches Mittel" einschließen.

Ein zeitabhängiges stetiges Merkmal läßt sich auch dadurch beschreiben, daß man den zeitlichen Verlauf dieses Merkmals bei einer Gruppe von Beobachtungseinheiten in einem gemeinsamen Koordinatensystem graphisch darstellt.

3.2 Nichtparametrische Verfahren

Eine nichtparametrische, d.h. verteilungsunabhängige Beschreibung ist die Bestimmung von Rangsummen. Sie läßt sich anwenden, wenn jede der n Beobachtungseinheiten k Bedingungen unterworfen ist.

Eine Eintragung der Beobachtungen in eine Zweiwegtafel erfolgt in der Weise, daß horizontal die k Beobachtungen derselben Beobachtungseinheit in der Reihenfolge der Meßzeitpunkte und vertikal die zum gleichen Meßzeitpunkt gehörenden Beobachtungen der n Beobachtungseinheiten plazierte werden. Die Beobachtungen jeder Zeile (waagrecht) erhalten eine Rangordnung, indem der kleinsten Beobachtung einer Zeile die Rangzahl 1, der nächsthöheren Beobachtung derselben Zeile die Rangzahl 2 usw. zugeordnet wird. Treten innerhalb einer Zeile Bindungen ("ties") auf, d.h. existieren Beobachtungen von gleicher Größe, dann erhalten diese gleichgroßen Beobachtungen bei der Zuordnung die gleiche Rangzahl und zwar den Mittelwert aus den Rangzahlen, die diese gleichgroßen Beobachtungen erhalten würden, wenn sie verschieden wären und in der Rangfolge aufeinanderfolgen würden. Die i -te Zeile (waagrecht) weist also die Rangzahlen $R_{i1}, R_{i2}, \dots, R_{ik}$ auf. Für die j -te Spalte (senkrecht) wird die Rangsumme $R_{.j}$ als Summe der Rangzahlen der j -ten Spalte mit $\sum_{i=1}^n R_{ij}$ definiert und bestimmt.

Die Beobachtungen aller Beobachtungseinheiten, die zum gleichen Zeitpunkt erfolgt sind, bilden je eine Stichprobe von Beobachtungen. Die auf diese Weise gebildeten k Stichproben sind verbundene Stichproben.

Den Vergleich mehrerer verbundener Stichproben von Beobachtungen hinsichtlich ihrer Lokalisation, auch Lokation oder zentrale Tendenz genannt, unabhängig von ihrer Verteilung ermöglicht die Rangvarianzanalyse nach FRIEDMAN (19). Mit dieser Rangvarianzanalyse findet der Test der k Beobachtungen auf Unterschiede zwischen den Rangsummen statt. Die Nullhypothese $H_0: P_{.1} = P_{.2} = \dots = P_{.j} = \dots = P_{.k}$ mit $P_{.j}$ Rangsumme der j -ten Messung und k Anzahl der Messungen wird an Hand der χ^2 -Verteilung geprüft. Die Berechnung der Prüfgröße $\hat{\chi}^2$ findet, wie folgt, statt:

$$\hat{\chi}^2 = \frac{12}{nk(k+1)} \sum_{j=1}^k \left(R_{.j} - \frac{n(k+1)}{2} \right)^2.$$

Im Fall, daß für die Prüfgröße $\hat{\chi}^2$ gilt: $\hat{\chi}^2 > \chi^2_{(k-1; \alpha)}$,

wird die Nullhypothese H_0 abgelehnt und die Alternativhypothese H_1 akzeptiert, daß es mindestens zwei Rangsummen $P_{.j}$ gibt, die sich unterscheiden. Üblicherweise verwendet man die Signifikanzschranken 0,05, 0,01 und 0,001 und bezeichnet die Unterschiede als auffällig bei $\alpha \leq 0,05$, signifikant bei $\alpha \leq 0,01$ bzw. hochsignifikant bei $\alpha \leq 0,001$.

WILCOXON und WILCOX geben eine Methode zum multiplen paarweisen Vergleich verbundener Stichproben an. Damit können Paare aus verbundenen Stichproben mit Hilfe ihrer Rangsummen auf Unterschiede getestet werden.

Hierfür subtrahiert man die Rangsummen der Beobachtungen paarweise voneinander und vergleicht die absoluten Beträge dieser Differenzen mit dem Wert einer kritischen Differenz D . Der Wert der kritischen Differenz für höchstens zehn verbundene Stichproben kann den von SACHS (19) angegebenen Tabellen bei Stichprobenumfängen $n \leq 25$ entnommen werden. Zur Berechnung des Wertes der kritischen Differenz für die in Betracht gezogene Anzahl von Rangsummen und für die 5%-Schranke bei Stichprobenumfängen $n > 25$ dient ein von HOMMEL entwickeltes Simulationsprogramm. Unterschreitet ein berechneter absoluter Betrag einer Differenz zwischen zwei Rangsummen den Wert der kritischen Differenz D , so wird die Nullhypothese, daß diese beiden Rangsummen gleich sind, beibehalten, und der Unterschied zwischen diesen beiden Rangsummen gilt als unauffällig. Wird der Wert der kritischen Differenz D erreicht oder überschritten, so wird die Nullhypothese abgelehnt und Alternativhypothese akzeptiert, daß sich diese beiden Rangsummen auffällig voneinander unterscheiden.

3.3 Univariate parametrische statistische Vergleiche

Es handelt sich um statistische Methoden, mit deren Hilfe ein einziges quantitatives Merkmal an mehreren Gruppen von Beobachtungseinheiten untersucht wird.

3.3.1 t-Test für zwei verbundene Stichproben

Zwei Stichproben werden als verbunden oder paarig bezeichnet, wenn aus beiden Stichproben Paare von Beobachtungseinheiten, deren Partner nicht ein und derselben Stichprobe angehören, gebildet werden können, deren für die Untersuchung relevanten Merkmale eine größere Homogenität aufweisen als Paare, deren

Partner ein und derselben Stichprobe angehören. Zwei verbundene Stichproben können mit einer bestimmten Art von t-Test verglichen werden.

Der t-Test für zwei verbundene Stichproben wird folgendermaßen durchgeführt: Zunächst wird an jedem Paar die Differenz zwischen den beiden Beobachtungen der Partner gebildet. Unter Verwendung der Anzahl n der Paare und des arithmetischen Mittelwertes der Differenz $\bar{x-y}$ der Beobachtungen der Partner wird die Nullhypothese H_0 geprüft, daß die Mittelwerte der Beobachtungen der beiden verbundenen Stichproben gleich sind.

Für $\hat{t} \geq t_{(n-1;\alpha)}$, falls $\hat{t} \geq 0$, bzw. $\hat{t} \leq -t_{(n-1;\alpha)}$, falls $\hat{t} < 0$, mit

$$\hat{t} = \frac{\bar{x-y}}{s_{(x-y)}} \sqrt{n},$$

wird die Nullhypothese $H_0: \mu_x = \mu_y$ abgelehnt und die Alternativhypothese $H_1: \mu_x \neq \mu_y$ akzeptiert (unter Verwendung der in 3.2 angegebenen Signifikanzschranken).

3.3.2 Varianzanalyse

Mit einer einfachen Varianzanalyse werden die Mittelwerte einer Variablen auf Unterschiede zwischen mehr als zwei unverbundenen Stichproben getestet. Es findet eine Prüfung der Nullhypothese $H_0: \mu_1 = \mu_2 = \dots = \mu_i = \dots = \mu_k$ an Hand der F-Verteilung statt. Dabei ist μ_i der Mittelwert der Variablen in der i -ten Stichprobengruppe ($i = 1, 2, \dots, k$). Im Fall, daß für die Prüfgröße $\hat{F}$ gilt: $\hat{F} > F_{(k-1; n-k; \alpha)}$, wird die Nullhypothese abgelehnt und die Alternativhypothese H_1 akzeptiert, daß es mindestens zwei Mittelwerte μ_i der Variablen gibt, die sich unterscheiden (unter Verwendung der in 3.2 angegebenen Signifikanzschranken).

Der einfachen Varianzanalyse liegt folgendes statistisches Modell zugrunde:

$$x_{ij} = \mu + \alpha_i + \epsilon_{ij}; \quad i=1, \dots, k; \quad j=1, \dots, n_i,$$

wobei bedeutet:

x_{ij} Meßwert der j -ten Messung der i -ten Stichprobengruppe

- μ arithmetischer Mittelwert der gesamten Stichprobe
- α_i Effekt der i-ten Stichprobengruppe
- ϵ_{ij} Versuchsfehler der j-ten Messung der i-ten Stichprobengruppen
- k Anzahl der Stichprobengruppen
- n_i Anzahl der Beobachtungseinheiten der i-ten Stichprobengruppe

und wobei die folgende Voraussetzung erfüllt ist:

Die Versuchsfehler ϵ_{ij} sind unabhängig und normalverteilt mit dem Mittelwert Null und der Varianz σ^2 für alle i und j.

3.3.3 Lineare Kontraste nach SCHEFFE

Mit linearen Kontrasten nach SCHEFFE lassen sich gruppierte Mittelwerte einer Variablen vergleichen, d.h. Mittelwerte von Stichprobengruppen oder Zusammenfassungen solcher Gruppen aus einer vorausgegangenen Varianzanalyse.

Ein linearer Kontrast θ ist eine lineare Funktion der Erwartungswerte μ_i des Mittelwerts jeder Stichprobengruppe und zwar $\theta = \sum C_i \mu_i$, wobei C_i reelle Konstanten sind mit der Nebenbedingung $\sum C_i = 0$. Der Kontrast wird geschätzt durch $\hat{\theta} = \sum C_i \bar{x}_i$, wobei $\bar{x}_i$ die Mittelwerte der Stichprobengruppen der Varianzanalyse sind. Es findet ein Test der Nullhypothese $H_0: \theta = 0$ statt. Hierzu wird in Abhängigkeit von $\hat{\theta}$ und von der Stichprobe eine Testgröße F berechnet (20). Im Fall, daß für die Testgröße F gilt: $F > F_{(k-1; n-k; \alpha)}$, wird die Nullhypothese abgelehnt und die Alternativhypothese $H_1: \theta \neq 0$ akzeptiert (unter Verwendung der in 3.2 angegebenen Signifikanzschranken).

3.4 Multivariate statistische Methoden

Hierbei geht es um statistische Methoden, die im Gegensatz zu den in 3.3 aufgeführten univariaten statistischen Methoden zu Erkenntnissen über Effekte von Einflußfaktoren auf zwei oder mehr Merkmale ein und derselben Beobachtungseinheit führen können. Im Gegensatz zu den univariaten Methoden wird dabei die Zusammenhangsstruktur dieser Merkmale berücksichtigt.

3.4.1 Korrelationsdiagramme

Um eine Grundvorstellung über einen möglichen Zusammenhang zweier Merkmale einer Beobachtungseinheit zu erhalten, bevor man Existenz, Grad und Art des Zusammenhangs bestimmt, ist es zweckmäßig, die Wertepaare (x_i, y_i) einer jeden Beobachtungseinheit in ein Koordinatensystem einzutragen, d.h. ein Korrelationsdiagramm ("plot") zu erstellen. Hierbei bedeuten oft x_i die unabhängige Beobachtung und y_i die abhängige Beobachtung der Beobachtungseinheit.

3.4.2 Lineare Korrelations- und Regressionsanalyse

Während die lineare Korrelationsanalyse eine Antwort auf die Fragen ermöglicht, ob zwischen einer unabhängigen und einer abhängigen Beobachtung ein linearer Zusammenhang existiert und wie stark er ist, beantwortet die lineare Regressionsanalyse die Frage, mit welcher Geradengleichung man den linearen Zusammenhang beschreiben kann.

Zur Korrelationsanalyse:

Für den Korrelationskoeffizienten ρ der beiden Beobachtungen X und Y gilt (19):

- $-1 \leq \rho \leq +1$
- Für $\rho = \pm 1$ besteht zwischen X und Y ein funktioneller Zusammenhang; alle Punkte liegen auf einer Geraden.
- Ist $\rho = 0$, so heißen X und Y linear unkorreliert.
- Zwei Beobachtungen sind umso stärker linear korreliert, je näher $|\rho|$ bei 1 liegt.

Der Parameter ρ wird durch den Stichprobenkorrelationskoeffizienten r folgendermaßen geschätzt:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}.$$

Zur Regressionsanalyse:

Durch die Regressionsanalyse wird einer beobachteten Punktwolke eine Regressionsgleichung angepaßt. Liegt als Regressionsgleichung die Gleichung einer Geraden $y = \alpha + \beta x$ vor, wobei y

als Zielgröße und x als Einflußgröße bezeichnet werden, so spricht man von linearer Regression.

Die Parameter α und β werden aus den Stichprobenwerten geschätzt. Die Schätzwerte sind mit a bzw. b bezeichnet. Es stellt dann a den Abschnitt auf der y -Achse dar, der von ihrem Nullpunkt 0 gerechnet durch die Regressionsgerade abgetrennt wird, und heißt Achsenabschnitt (auf der Ordinate). b gibt an, um wieviel y zunimmt, wenn x um eine Einheit wächst, und heißt Steigung der Regressionsgeraden oder Regressionskoeffizient (19). Neben den berechneten Regressionsgeraden von y auf x , deren Regressionskoeffizient b ist, wird öfters die Regressionsgerade von x auf y erörtert, deren Regressionskoeffizient d sei. Beide Geraden schneiden sich im Punkt $(\bar{x}, \bar{y})$, wobei $\bar{x}$ und $\bar{y}$ die Mittelwerte der unabhängigen bzw. abhängigen Beobachtung bedeuten. Zwischen den Regressionskoeffizienten beider Geraden besteht die Beziehung: $r = \sqrt{bd}$. Der Winkel zwischen den beiden Geraden ist umso größer, je kleiner r ist. Wenn $r=0$ ist, dann stehen die beiden Regressionsgeraden aufeinander senkrecht. Wenn $r=1$ ist, dann fallen die beiden Regressionsgeraden zusammen.

Nach der Schätzung des Korrelationskoeffizienten ρ , des Achsenabschnitts α und des Regressionskoeffizienten β wird das Vorhandensein einer Korrelation folgendermaßen geprüft: Die Hypothese, daß der Stichprobenkorrelationskoeffizient r eine Zufallsabweichung von der Korrelation Null in der Grundgesamtheit sein kann, wird nach R.A. FISHER an Hand der t -Verteilung mit $n-2$ Freiheitsgraden getestet. Für $\hat{t} \geq t_{(n-2; \alpha)}$, falls $\hat{t} \geq 0$, bzw. $\hat{t} \leq -t_{(n-2; \alpha)}$, falls $\hat{t} < 0$, mit

$$\hat{t} = \frac{r \sqrt{n-2}}{\sqrt{1-r^2}},$$

wird die Nullhypothese $H_0: \rho=0$ abgelehnt und die Alternativhypothese $H_1: \rho \neq 0$ akzeptiert. Dann unterscheidet sich der Korrelationskoeffizient der Grundgesamtheit von Null, und es existiert ein linearer Zusammenhang zwischen den zwei Beobachtungen (unter Verwendung der in 3.2 angegebenen Signifikanzschranken).

3.4.3 Kovarianzanalyse

Mit einer Kovarianzanalyse werden die Mittelwerte einer Variablen unter Ausschaltung des Effektes von einer ihr zugeordneten zweiten Variablen, der sogenannten Kovariaten, auf Unterschiede zwischen zwei oder mehreren unverbundenen Stichprobengruppen getestet. Es findet eine Prüfung der Nullhypothese

$H_0: \mu_1 = \mu_2 = \dots = \mu_i = \dots = \mu_k$ an Hand der F-Verteilung statt.

Im Fall, daß für die Prüfgröße $\hat{F}$ gilt: $\hat{F} > F_{(k-1; n-k-1; \alpha)}$, wird die Nullhypothese abgelehnt und die Alternativhypothese H_1 akzeptiert, daß es mindestens zwei Mittelwerte μ_i gibt, die sich unterscheiden (unter Verwendung der in 3.2 angegebenen Signifikanzschranken).

Der Kovarianzanalyse liegt folgendes statistisches Modell zugrunde (18):

$$y_{ij} = \mu + \alpha_i + \beta x_{ij} + \epsilon_{ij}; \quad i=1, \dots, k; \quad j=1, \dots, n_i,$$

wobei bedeutet:

y_{ij} Meßwert der j-ten Messung der i-ten Stichprobengruppe,

μ arithmetischer Mittelwert der gesamten Stichprobe,

α_i Effekt der i-ten Stichprobengruppe,

βx_{ij} Effekt der Kovariaten bei der j-ten Messung der i-ten Stichprobengruppe,

x_{ij} Meßwert der Kovariaten bei der j-ten Messung der i-ten Stichprobengruppe,

ϵ_{ij} Versuchsfehler der j-ten Messung der i-ten Stichprobengruppe,

k Anzahl der Stichprobengruppen,

n_i Anzahl der Beobachtungseinheiten der i-ten Stichprobengruppe,

und wobei folgende Voraussetzung erfüllt ist:

Die Versuchsfehler ϵ_{ij} sind unabhängig und normalverteilt mit dem Mittelwert Null und der Varianz σ^2 für alle i und j .

3.4.4 Bildung von "matched pairs"

Bei dieser statistischen Methode werden aus der ursprünglichen Stichprobe Paare von Beobachtungseinheiten gebildet, bei denen die Partner so einander zugeordnet sind, daß die einzelnen Paare hinsichtlich gewisser voneinander verschiedener Merkmale möglichst homogen zusammengesetzt sind und die Partner der Paare ein zusätzliches Merkmal, die Zielvariable, besitzen. Auf diese Weise entstehen zwei gleichgroße Gruppen, die zwei verbundene Stichproben darstellen. Diese Gruppen können auf Größenunterschiede in der Zielvariablen z.B. mittels des t-Tests für zwei verbundene Stichproben trennscharf getestet werden.

Für diese Methode wurde ein von HOMMEL entwickeltes "Programm für matched k-tuples" verwendet. Aus der Beschreibung dieses Programms wird die Problemstellung zitiert: "Gegeben seien n Fälle, die jeweils aus einer 'Matchvariablen', 1-4 'Klassifikationsvariablen' und einer 'Zielvariablen' bestehen. Bezüglich der Matchvariablen sei die reelle Achse in k Intervalle unterteilt (Lücken sind zulässig). Gesucht sind möglichst viele Zusammenfassungen von jeweils k Fällen derart, daß in einer solchen Zusammenfassung die Werte der Matchvariablen alle in k verschiedenen Intervallen liegen, während die Werte aller Klassifikationsvariablen in denselben Intervallen liegen. Steht mehr als ein Fall für eine Zusammenfassung zur Verfügung, so erfolgt die Zuordnung durch Zufallszuteilung".

4. ERGEBNISSE AUS DER BEARBEITUNG DES DATENMATERIALS

4.1 Verteilungen vor und nach der Transformation

Der Stichprobenumfang - das ist die Gesamtzahl der Beobachtungseinheiten mit vollständigem Datensatz - beträgt 386 Probanden, und zwar 187 Männer und 199 Frauen, davon 156 Frauen vor der Menopause und 43 Frauen nach der Menopause.

Von den drei erstellten Histogrammen, die die Häufigkeitsverteilung des Alters bei den Probandengruppen "alle Probanden", "alle Männer" bzw. "alle Frauen" beschreiben, wird nur das erste als Abbildung 1 wiedergegeben.

Wie aus den Histogrammen hervorgeht, die für jeden der zehn unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werte (Beobachtungen) der Probandengruppen "alle Probanden", "alle Männer" und "alle Frauen" gezeichnet sind, haben sämtliche Verteilungen der unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werte ein ähnliches Aussehen, so daß es genügt, als Abbildung 2 das Histogramm des ersten EMI-Wertes für die Probandengruppe "alle Probanden" wiederzugeben.

Sowohl für alle Probanden als auch in der Gliederung nach Männern und Frauen ergaben sich nach rechts flach auslaufende Verteilungen der untransformierten EMI-Werte, die links durch den Wert Null begrenzt sind (positive Schiefe).

Nach Transformation der unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werte mit Hilfe des natürlichen Logarithmus ergaben die Histogramme der EMI-Werte, des Ausgangswertes AW und der Reaktionsfläche RF, die nunmehr für die fünf Probandengruppen (alle Probanden, alle Männer, alle Frauen, Frauen vor, Frauen nach der Menopause) gezeichnet wurden, folgendes: Bei allen fünf Probandengruppen zeigen die Histogramme angenähert Normalverteilungen und zwar nicht nur im Fall der zu verschiedenen Zeitpunkten bestimmten einzelnen EMI-Werte, sondern auch im Fall des nach Transformation ermittelten Ausgangswertes und der nach Transformation errechneten Reaktionsfläche. Die Histogramme haben grob gesehen eine angenähert symmetrische Form, wenn auch bei den unter Ruhebedingungen gemessenen und

transformierten EMI-Werten sowie bei dem Ausgangswert AW eine leichte positive Schiefe, bei den unter Belastung durch Kopfrechnen gemessenen und transformierten EMI-Werten sowie der Reaktionsfläche RF durchweg eine leichte negative Schiefe angedeutet ist. Als Beispiel werden hier für alle Probanden das Histogramm des Ausgangswertes AW als Abbildung 3 und das Histogramm der Reaktionsfläche RF als Abbildung 4 wiedergegeben.

4.2 Zeitlicher Verlauf der unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werte bei einzelnen Probanden

Den zeitlichen Verlauf der unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werte bei acht zufällig ausgewählten Probanden zeigt in graphischer Darstellung Abbildung 5.

Diese graphische Darstellung läßt offenbar die Tendenz des zeitlichen Verlaufes der EMI-Werte erkennen. In der Regel nehmen die fünf ersten EMI-Werte, die unter Ruhebedingungen gemessen sind, mit zunehmender Nummer des Zeitpunkts des Beginns der Registrierung ab. Dies zeigen die Streckenzüge von fünf Probanden. Bei einem Probanden nehmen dagegen die Ruhewerte zu. Die bei Belastung durch Kopfrechnen gemessenen EMI-Werte sind in der Regel wesentlich größer als die Ruhewerte. Dies trifft deutlich für sechs Probanden zu. Bei einem Probanden ist der an sich schon hochgestiegene Ruhewert fast so hoch wie der Belastungswert.

4.3 FRIEDMAN - Test und multiple Vergleiche nach WILCOXON und WILCOX zur Prüfung der Rangsummen der unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werte auf Unterschiede

Die unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werte des vorliegenden Datenmaterials stellen verbundene Stichproben dar. Um diese Stichproben hinsichtlich ihrer Lokalisation zu untersuchen, erwies sich der FRIEDMAN-Test als geeignet. Dies umso mehr, als er für seine Anwendung neben dem Vorliegen von verbundenen Stichproben keine normalverteilten Stichproben voraussetzt, also die Voraussetzungen für seine Anwendung gering sind. Das Vorhandensein der verbundenen Stichproben ge-

stattet auch eine Anwendung der multiplen Vergleiche nach WILCOXON und WILCOX. Für den FRIEDMAN-Test und die multiplen Vergleiche nach WILCOXON und WILCOX mußten zuvor die Rangsummen aus den unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werten bestimmt werden. $R_{.j}$ sei die Rangsumme des j-ten EMI-Wertes.

Zunächst wurden zur Bestimmung der Rangsummen alle zehn EMI-Werte herangezogen. Die Abbildung 6 zeigt zu den Rangsummen ein Stabdiagramm und die zugehörigen Werte. Man sieht also die Abnahme der Rangsummen bei den unter Ruhebedingungen gemessenen EMI-Werte mit zunehmender Nummer des Zeitpunkts des Beginns der Registrierung, eine Zunahme der Rangsummen bei den ersten vier bei Belastung durch Kopfrechnen gemessenen EMI-Werten und eine Abnahme der Rangsumme des fünften gegenüber dem vierten EMI-Wert mit zunehmender Nummer des Zeitpunkts des Beginns der Registrierung. Vor allem zeigte sich, daß die Rangsummen aller unter Ruhebedingungen gemessenen EMI-Werte kleiner sind als die aller bei Belastung durch Kopfrechnen gemessenen EMI-Werte. Daß Unterschiede zwischen den Rangsummen der Ruhewerte und Belastungswerte bestehen, brauchte nicht getestet zu werden, da sie sich in ihrer Größenordnung deutlich unterscheiden.

Es interessierte, ob schon bei den Ruhewerten bzw. bei den Belastungswerten ein gewisser Gang zu erfassen ist. Zu diesem Zweck wurden zur Bestimmung der Rangsummen die fünf ersten EMI-Werte und die fünf letzten EMI-Werte jeweils gesondert herangezogen.

I. Für die fünf ersten EMI-Werte ergab sich:

$R_{.1}$	$R_{.2}$	$R_{.3}$	$R_{.4}$	$R_{.5}$
1233,0	1165,0	1162,5	1127,0	1102,5

Eine Abnahme der Rangsummen bei den unter Ruhebedingungen gemessenen EMI-Werte mit zunehmender Nummer des Zeitpunkts des Beginns der Registrierung ist erkennbar.

Die Rangvarianzanalyse nach FRIEDMAN zur Prüfung dieser Rangsummen auf Unterschiede zeigte:

$$\hat{\chi}^2 = 9,90 > \chi^2_{(4;0,05)} \approx 9,49$$

Es muß die Alternativhypothese akzeptiert werden, daß es mindestens zwei Rangsummen gibt, die sich auffällig unterscheiden. Zur Prüfung einzelner Paare von den Rangsummen der fünf ersten EMI-Werte wurde die multiplen Vergleiche nach WILCOXON und WILCOX durchgeführt. Dazu war der Wert der kritischen Differenz D, bei deren Erreichen oder Überschreiten ein auffälliger Unterschied zwischen den Rangsummen zweier EMI-Werte besteht, mit 119 bestimmt worden.

In Tabelle 1 sind für die Rangsummen der fünf ersten EMI-Werte alle Differenzen von Paaren dieser Rangsummen eingetragen. Bei Betrachtung dieser Tabelle sieht man, daß nur zwischen den Rangsummen des ersten und fünften EMI-Wertes ein auffälliger Unterschied besteht. Die Unterschiede bei allen übrigen Rangsummenpaaren lassen sich bei dem gegebenen Stichprobenumfang mit der angewandten statistischen Methode nicht statistisch sichern.

II. Für die fünf letzten EMI-Werte ergab sich:

R. ₆	R. ₇	R. ₈	R. ₉	R. ₁₀
1069,5	1148,5	1191,5	1207,5	1173,5

Es ist eine Zunahme der Rangsummen bei den ersten vier bei Belastung durch Kopfrechnen gemessenen EMI-Werten und eine Abnahme der Rangsummen des letzten gegenüber dem vorletzten EMI-Wert mit zunehmender Nummer des Zeitpunkts des Beginns der Registrierung erkennbar.

Die Rangvarianzanalyse nach FRIEDMAN zur Prüfung dieser Rangsummen auf Unterschiede zeigte:

$$\hat{\chi}^2 = 12,17 > \chi^2_{(4;0,05)} \approx 9,49$$

Es muß die Gegenhypothese akzeptiert werden, daß es mindestens zwei Rangsummen gibt, die sich auffällig unterscheiden. Zur Prüfung einzelner Paare von den Rangsummen der fünf letzten EMI-Werte auf Unterschiede wurden wieder die multiplen Vergleiche nach WILCOXON und WILCOX durchgeführt. Für die kritische Differenz D gilt der bereits in I. bestimmte Wert 119. Die Tabelle 2 zeigt für die Rangsummen der fünf letzten EMI-Werte alle Differenzen von Paaren dieser Rangsummen. Aus dieser Tabelle ersieht man, daß nur zwischen den Rangsummen des sechsten und achten sowie des sechsten und neunten EMI-Wertes auffällige Unterschiede bestehen. Die Unterschiede bei allen übrigen Rangsummenpaaren lassen sich bei dem gegebenen Stichprobenumfang mit der angewandten statistischen Methode ebenfalls nicht statistisch sichern.

Eine kritische Anmerkung zum angewandten statistischen Verfahren: Der FRIEDMAN-Test für verbundene Stichproben eignet sich dazu, Unterschiede zwischen verbundenen Stichproben festzustellen, ohne daß Voraussetzungen über die Verteilungen der Werte der getesteten Variablen in das Testmodell eingehen. Außerdem hat die Aufeinanderfolge der Stichproben beim FRIEDMAN-Test keinen Einfluß auf das Testergebnis. Die Erkennung einer Sequenzcharakteristik der getesteten Variablen bei einer Reihung der Stichproben nach einem prinzipiell frei wählbaren Reihungsmodus ist aus dem FRIEDMAN-Test nicht möglich, weil eine Information über eine solche Reihung in den FRIEDMAN-Test nicht eingeht.

4.4 Korrelative Zusammenhänge zwischen Alter, EMI-Werten des Ruhezustandes und der Reaktion auf Kopfrechnen bei den Probandengruppen

Für die fünf Probandengruppen (alle Probanden, alle Männer, alle Frauen, Frauen vor, Frauen nach der Menopause) wurden gesondert folgende Korrelationsdiagramme erstellt:

abhängige Variable:

unabhängige Variable:

Ausgangswert AW

Alter

Reaktionsfläche RF

Alter

Reaktionsfläche RF

Ausgangswert AW

Für jede dieser fünf Probandengruppen haben die in den Korrelationsdiagrammen dargestellten Punktwolken dieselbe Form, sofern es sich um dasselbe Variablenpaar AW/Alter bzw. RF/Alter handelt. Diejenigen Korrelationsdiagramme, die die Abhängigkeit des nach Transformation gebildeten Ausgangswerts bzw. der nach Transformation gebildeten Reaktionsfläche von dem Alter darstellen, zeigen Punktwolken, deren zweidimensionale Dichtefunktion bei Annahme einer Normalverteilung einen Kreis ergibt. Dagegen ergeben die zweidimensionalen Dichtefunktionen der Punktwolken der Korrelationsdiagramme, die die Abhängigkeit der nach Transformation gebildeten Reaktionsfläche von dem nach Transformation gebildeten Ausgangswert darstellen, bei Annahme einer Normalverteilung Ellipsen, bei denen die y-Werte mit zunehmenden x-Werten abnehmen. Von den erstellten Korrelationsdiagrammen werden nur für die Gruppe "alle Probanden" die Korrelationsdiagramme, die zu den drei Variablenpaaren gehören, als Abbildungen 7 bis 9 wiedergegeben.

Zu den oben genannten Variablenpaaren sind in den Tabellen 3 bis 5 die geschätzten linearen Korrelationen und, soweit es sinnvoll erschien, die geschätzten Parameter der Regressionsgeraden aufgeführt. Aus den Tabellen 3 und 4 sieht man, daß bei allen fünf Probandengruppen die Nullhypothese, daß kein linearer Zusammenhang sowohl zwischen dem Alter und dem nach Transformation gebildeten Ausgangswert AW als auch zwischen dem Alter und der nach Transformation gebildeten Reaktionsfläche RF existiert, beibehalten werden muß.

Aus Tabelle 5 sieht man, daß bei allen fünf Probandengruppen

die Alternativhypothese, daß sich der Korrelationskoeffizient ρ der Grundgesamtheit von Null hochsignifikant unterscheidet, akzeptiert werden muß. Es existiert ein linearer Zusammenhang zwischen dem nach Transformation gebildeten Ausgangswert AW und der nach Transformation gebildeten Reaktionsfläche RF.

4.5 Parameter und Kennzeichen der transformierten Verteilungen

Auf die fünf Probandengruppen (alle Probanden, alle Männer, alle Frauen, Frauen vor der Menopause, Frauen nach der Menopause) beziehen sich die Tabellen 6 bis 10. In diesen Tabellen sind für jede Probandengruppe die Anzahl der Probanden, der arithmetische Mittelwert, die Standardabweichung, die Schiefe, der minimale Wert und der maximale Wert der Variablen sowie der Konfidenzbereich bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 0,01 angegeben.

Zu den arithmetischen Mittelwerten sei ohne statistische Wertung, nur im Sinne einer Beschreibung, folgendes hervorgehoben:

I. Vergleich zwischen den Mittelwerten des Belastungs- und Ruhezustandes bei ein und derselben Probandengruppe

Bei ein und derselben Probandengruppe liegen die Mittelwerte bei Belastung durch Kopfrechnen über den Mittelwerten unter Ruhebedingungen. Diese Steigerung bei Belastung ist bereits bei der Erörterung der Rangsummen festgestellt worden.

II. Vergleich der zu den einzelnen Meßzeitpunkten gehörenden Mittelwerte zwischen Probandengruppen

Unter Ruhebedingungen liegt der Mittelwert der Männer stets unter dem Mittelwert aller Frauen, der Frauen vor und der Frauen nach der Menopause. Der Mittelwert der Frauen vor der Menopause liegt ebenfalls unter dem der Frauen nach der Menopause.

Bei Belastung dagegen liegt der Mittelwert der Männer über dem Mittelwert aller Frauen sowie über dem der Frauen vor der

Menopause. Der Mittelwert der Männer liegt aber bei den ersten vier Belastungswerten unter dem der Frauen nach der Menopause. Bei dem letzten Belastungswert liegt der Mittelwert der Männer wieder über dem der Frauen nach der Menopause. Vergleicht man Ruhe- und Belastungszustand miteinander, so ist bei den Männern, deren Mittelwerte unter Ruhebedingungen unter den Mittelwerten aller Frauen sowie denen der Frauen vor der Menopause liegen, bei Belastung durch Kopfrechnen eine solche Steigerung der elektrischen Muskelaktivität vorhanden, daß die Probandengruppe "alle Männer" über den Probandengruppen "alle Frauen" und "Frauen vor der Menopause" liegt. Es tritt eine Umkehrung der Ungleichung ein. Vergleicht man die Probandengruppe "Männer" mit der Probandengruppe "Frauen nach der Menopause", so vollzieht sich eine solche Umkehrung der Ungleichung nicht, sofern es sich um die ersten vier Belastungswerte handelt. Bei dem fünften Belastungswert dagegen findet eine Umkehrung statt.

Im Ruhe- und im Belastungszustand liegt bei gleichem Meßzeitpunkt der Mittelwert der Frauen vor der Menopause unter dem Mittelwert der Frauen nach der Menopause.

III. Vergleich der Mittelwerte des Ausgangswertes und der Reaktionsfläche zwischen Probandengruppen

Der Mittelwert des Ausgangswertes der Männer liegt stets unter den Mittelwerten des Ausgangswertes aller Frauen, der Frauen vor und der Frauen nach der Menopause. Auch der Mittelwert des Ausgangswertes der Frauen vor der Menopause liegt unter dem der Frauen nach der Menopause. Dagegen liegt der Mittelwert der Reaktionsfläche der Männer über den Mittelwerten der Reaktionsfläche aller Frauen, der Frauen vor und der Frauen nach der Menopause. Die Umkehrung der Ungleichung, die bereits bei der Betrachtung der zu den einzelnen Meßzeitpunkten gehörenden Mittelwerte festgestellt wurde, gilt nicht nur bei dem Vergleich der Probandengruppe "Männer" mit den Probandengruppen "alle Frauen" und "Frauen vor der Menopause", sondern auch

beim Vergleich der Probandengruppe "Männer" mit der Probandengruppe "Frauen nach der Menopause". Sie ist also noch umfassender.

Der Mittelwert der Reaktionsfläche liegt bei den Frauen vor der Menopause über dem der Frauen nach der Menopause.

Zu den in den Tabellen 6 bis 10 aufgeführten Standardabweichungen der Verteilungen werde folgendes bemerkt:

Bei allen Probandengruppen liegen die Standardabweichungen der Ruhewerte bei allen Messungen über denen der Belastungswerte. Dagegen liegen die Standardabweichungen des Ausgangswertes unter denen der Reaktionsfläche. Daraus kann man schließen, daß die interindividuellen Unterschiede bei der Reaktion der elektrischen Muskelaktivität auf die Belastung durch Kopfrechnen größer sind als die interindividuellen Unterschiede bei der elektrischen Muskelaktivität unter Ruhebedingungen. Außerdem liegt bei allen Probandengruppen die Standardabweichung des Ausgangswertes unter der Standardabweichungen der einzelnen Ruhewerte. Daraus ist ersichtlich, daß die Bildung des Ausgangswertes zu einer Streuungsreduktion führt.

Es sei noch darauf hingewiesen, daß sich die Vorzeichen der Schiefen in den Tabellen gleichsinnig wie die Schiefen der entsprechenden Histogramme verhalten.

Auf eine weitere Verbalisierung der in den Tabellen 6 bis 10 aufgeführten Ergebnisse und auf entsprechende Erläuterungen wird hier verzichtet.

Diese Datenbeschreibung stellt darüber hinaus eine grobe Prüfung der Voraussetzungen für die Anwendung anschließend durchgeführter statistischer Tests dar.

4.6 Unterschiede zwischen Probandengruppen bei den EMI-Werten des Ruhezustandes und bei der Reaktion auf Kopfrechnen

Die Varianzanalysen zu den drei Probandengruppen "alle Männer", "Frauen vor" und "Frauen nach der Menopause" zeigten:

Variable		Unterschied
AW	$\hat{F} = 4,100 > F_{(2;383;0,05)} \approx 3,0$	auffällig
RF	$\hat{F} = 5,6 > F_{(2;383;0,01)} \approx 4,7$	signifikant

Für den Ausgangswert AW und die Reaktionsfläche RF muß die Alternativhypothese akzeptiert werden, daß zwischen den Mittelwerten der Variablen AW bzw. RF der drei Probandengruppen die obigen Unterschiede bestehen.

Für den Vergleich zwischen den Mittelwerten der beiden Probandengruppen "alle Männer" und "alle Frauen" mit linearen Kontrasten nach SCHEFFE wurden dem Mittelwert der Probandengruppe "alle Männer" die reelle Konstante $C_1=2$, dem Mittelwert der Probandengruppe "alle Frauen vor der Menopause" die reelle Konstante $C_2=-1$ und dem Mittelwert der Probandengruppe "alle Frauen nach der Menopause" die Konstante $C_3=-1$ zugeordnet. Es ergab sich für diesen Vergleich:

Variable		Unterschied
AW	$\hat{F}=4,091 > F_{(2;383;0,05)} \approx 3,0$	auffällig
RF	$\hat{F}=4,5 > F_{(2;383;0,05)} \approx 3,0$	auffällig

Für die beiden Probandengruppen "alle Männer" und "alle Frauen" muß die Alternativhypothese akzeptiert werden, daß sich die beiden Mittelwerte sowohl des Ausgangswertes AW als auch der Reaktionsfläche RF auffällig unterscheiden.

Für den Ausgangswert ergibt sich bei der Kontrastbildung zwischen Männern und Frauen angenähert die gleiche Prüfgröße $\hat{F}$ wie bei der Varianzanalyse zu den Probandengruppen "alle Männer", "Frauen vor" und "Frauen nach der Menopause". Das bedeutet, daß der Unterschied zwischen den drei Gruppen fast völlig durch den Geschlechtsunterschied erklärt werden kann.

Für den Vergleich zwischen den Mittelwerten der beiden Probandengruppen "Frauen vor" und "Frauen nach der Menopause" mit linearen Kontrasten nach SCHEFFE wurden dem Mittelwert der Probandengruppe "alle Männer" die reelle Konstante $C_1=0$, dem Mittelwert der Probandengruppe "Frauen vor der Menopause" die reelle Konstante $C_2=-1$ und dem Mittelwert der Probandengruppe "Frauen nach der Menopause" die Konstante $C_3=+1$ zugeordnet. Für diesen Vergleich ergab sich:

Variable	Unterschied
AW $\hat{F}=0,9 \leq F(2;383;0,05) \approx 3,0$	statistisch nicht gesichert
RF $\hat{F}=0,0 \leq F(2;383;0,05) \approx 3,0$	statistisch nicht gesichert

Für die beiden Probandengruppen "Frauen vor" und "Frauen nach der Menopause" muß die Nullhypothese beibehalten werden, daß sich die Unterschiede zwischen den beiden Mittelwerten sowohl des Ausgangswertes AW als auch der Reaktionsfläche RF bei dem gegebenen Stichprobenumfang mit der angewandten statistischen Methode nicht statistisch sichern lassen.

4.7 Unterschiede zwischen Probandengruppen bei den EMI-Werten des Ruhezustandes und bei der Reaktion auf Kopfrechnen unter Ausschaltung des Altersfaktors bzw. bei der Reaktion auf Kopfrechnen unter Ausschaltung des Effektes der EMI-Werte des Ruhezustandes

Die Kovarianzanalysen zu den beiden Probandengruppen "alle Männer" und "alle Frauen" ergaben:

Variable	Kovariate		Unterschied
AW	Alter	$\hat{F}=6,4 >_{F(1;383;0,05)} \approx 3,9$	auffällig
RF	Alter	$\hat{F}=11,1 \approx_{F(1;383;0,001)}$	mit Irrtumswahrscheinlichkeit von ungefähr 0,001
RF	AW	$\hat{F}=4,0 >_{F(1;383;0,05)} \approx 3,9$	auffällig

Für die obigen zwei Probandengruppen muß der Alternativhypothese akzeptiert werden, daß es zwischen den Mittelwerten der jeweiligen Variablen die oben genannten Unterschiede gibt, wenn man den durch die Kovariate gegebenen Effekt ausschaltet.

4.8 Unterschiede zwischen Männern und Frauen nach Ausschaltung des Effekts durch das Alter und die EMI-Werte des Ruhezustandes

Zunächst wurden zwei verbundene Stichproben gebildet. Für die Durchführung des "Programms für matched k-tuples" wurden die Parameter wie folgt gewählt: Länge des Tuples $k=2$, Gesamtzahl der Fälle $n=386$, Matchvariable: Geschlecht der Probanden (1 bei Männern, 2 bei Frauen), Klassifikationsvariablen: Alter und AW, Intervalle der ersten Klassifikationsvariablen: 10 bis unter 20, ..., 80 bis unter 90, also Intervallbreite 10 Jahre, Intervalle der zweiten Klassifikationsvariablen: -2 bis unter -1, ..., 7 bis unter 8, also Intervallsbreite 1, Zielvariable: RF.

Nach der Bildung der matched pairs ergaben sich: 142 Probandenpaare (Tuples) zu je $k=2$ Fällen, das heißt 284 Fälle. Diese Probandenpaare bilden zwei verbundene Stichproben. Die Datenbeschreibung ergab:

	Zahl der Fälle	Mittelwert	Standardab- weichung
RF bei Männern	142	1,62	1,25
RF bei Frauen	142	1,33	1,07
Differenz von RF der Partner	142	0,29	1,36

Die Prüfung der zwei verbundenen Stichproben mit dem t-Test zeigte:

$$\hat{t}=2,54 \geq t_{(141;0,05)} \approx 1,98$$

Die Alternativhypothese, daß sich die Mittelwerte der Reaktionsflächen RF zwischen Männern und Frauen auffällig unterscheiden, wenn man den Effekt von Alter und dem Ausgangswert AW ausschaltet, muß akzeptiert werden. Bei den zwei verbundenen Stichproben, die zwei gleich große Teilgruppen bilden, ist der Mittelwert bei Männern auffällig größer als bei Frauen.

5. DISKUSSION

5.1 Elektrische Muskelaktivität aus physiologischer Sicht

Im Bereich der Physiologie, d.h. bei gesunden und normalen Versuchspersonen unterscheidet man drei Anteile, aus denen sich die elektrische Muskelaktivität zusammensetzt, und zwar den Anteil, der durch willkürliche Innervation, den Anteil, der durch reflektorische Innervation, und den Anteil, der durch unwillkürliche Innervation zustande kommt. Der Anteil der unwillkürlichen Innervation beinhaltet auch die emotionalen Einflüsse. Als Spontanaktivität wird die elektrische Muskelaktivität bezeichnet, bei der der Faktor der Willkürinnervation ausgeschaltet ist. Bei der Spontanaktivität handelt es sich also um die elektrische Muskelaktivität des ruhenden Muskels. Je nach der Fragestellung der jeweiligen Untersuchung kann man bei der Messung der elektrischen Muskelaktivität alle drei Anteile derselben erfassen oder man versucht ein oder zwei Anteile auszuschalten.

Bei der vorliegenden Untersuchung werden der Anteil der elektrischen Muskelaktivität, welcher durch willkürliche Innervation zustande kommt, vollständig und der Anteil, der auf die reflektorische Innervation zurückzuführen ist, größtenteils eliminiert. Die Messungen der elektrischen Muskelaktivität erfolgen nämlich bei körperlicher Ruhe - also Bestimmung der Spontanaktivität - und außerdem bei Lagerung der Probanden in einem THONET-Untersuchungsstuhl. Durch diese Lagerung gelingt es, den Anteil der reflektorischen Innervation an der elektrischen Muskelaktivität stark zu vermindern.

Bei der vorliegenden Untersuchung wird also der Anteil der elektrischen Muskelaktivität, der durch unwillkürliche Innervation zustande kommt, für sich erfaßt. Der Einfluß emotionaler Faktoren auf den Muskel ist dabei eingeschlossen. Diese Emotionen könnten durch eine zusätzliche verbale Entspannung

gedämpft werden. Eine solche verbale Entspannung ist jedoch bei der vorliegenden Untersuchung an den Probanden nicht vorgenommen worden.

Die Unterarme sind am weitaus stärksten an der gesamten elektrischen Muskelaktivität beteiligt, wobei der rechte Arm dominiert (9). Deshalb ist der rechte Unterarmmuskel bei der vorliegenden Untersuchung als Ableitungsstelle günstig gewählt.

Die elektrische Muskelaktivität ist bei Belastung der Probanden durch geistige Arbeit, z.B. Kopfrechnen, höher als unter Ruhebedingungen. Über ein solches Verhalten berichten schon GÜPFERT et. al. (12) und VON EIFF (5). Diese Aussage wird durch die Ergebnisse bestätigt, die in der vorliegenden Untersuchung bei der Darstellung der zeitlichen Verläufe der unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werte bei einzelnen Probanden und bei der Bestimmung der Rangsummen und der Mittelwerte über alle 10 Meßwerte gefunden wurden.

Bei der Steigerung der elektrischen Muskelaktivität durch geistige Arbeit spielen offenbar auch psychische Faktoren eine Rolle, wie nachstehende Arbeiten zeigen. VON EIFF et. al. (6) zeigen bei ihren Untersuchungen über das Verhalten des Muskeltonus und des Energiestoffwechsels bei psychologischen Testuntersuchungen, daß nicht die geistige Arbeit als solche Erhöhungen der elektrischen Muskelaktivität bewirkt, sondern bestimmte Intelligenzfaktoren und psychische Begleitkomponenten geistiger Arbeit. Darüber hinaus sind sie der Ansicht, daß das Verhalten der elektrischen Muskelaktivität abhängig von der Stärke ist, mit der die Versuchspersonen durch die Testbilder emotionell angesprochen werden. Nach GÜPFERT et al. (12) ist das Ausmaß der Reaktion auf Kopfrechnen von der Erregbarkeit und dem Leistungswillen jeder Versuchsperson, weniger von ihrem geistigen Niveau abhängig. Ferner findet GÜPFERT (13), daß es während der Registrierung der elektrischen Muskelaktivität bei geistiger Tätigkeit auf die emotionelle Beteiligung ankommt, z.B. bei gestellten Denkaufgaben auf den Ehrgeiz und

den Willen zur Leistung. In der Registrierung der elektrischen Muskelaktivität sieht er auch eine empfindliche Methode zur Kontrolle des emotionalen Stresses und der Anspannung durch geistige Arbeit. VON EIFF (9) kommt durch geeignete Versuchsanordnung zu dem Schluß, daß die elektrische Muskelaktivität nur dann ansteigt, wenn die geistige Arbeit von einem Affekt begleitet ist.

VON EIFF (8) hat bereits an einer großen Anzahl von Probanden Messungen der elektrischen Muskelaktivität unter Ruhebedingungen und bei Belastung durch Rechenaufgaben durchgeführt, ohne daß er eine besondere Unterteilung der Probanden in Männer und Frauen vornahm. Die von ihm gezeigten Verteilungen der unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werte haben ebenfalls wie bei der vorliegenden Untersuchung positive Schiefe. Die von ihm vorgenommene logarithmische Transformation führte die Verteilungen in angenäherte Normalverteilungen über. Wie bei der vorliegenden Untersuchung hat die von EIFF gezeigte Verteilung des transformierten Ruhewertes eine kleine positive und die Verteilung des Belastungswertes eine kleine negative Schiefe. Daß die Verteilung der transformierten Ruhewerte zu den höheren Werten hin flacher abfällt als zu den kleineren Werten, versucht VON EIFF damit zu deuten, daß in den Ruhebedingungen auch stärkere nicht ausschaltbare emotionelle Reaktionen subsumiert sind.

Neben diesen Erkenntnissen über den Einfluß der geistigen Tätigkeit auf die elektrische Muskelaktivität hat man auch Aufschluß über den Einfluß von Belärmung, Schmerz und ungewohnten Lebensbedingungen gewonnen. Diese Bedingungen stellen nach VON EIFF (9) genau wie die geistige Tätigkeit emotionelle Belastungen dar, die zu einer Steigerung der elektrischen Muskelaktivität führen.

Außer der Erforschung der zentralnervösen Beeinflussung der elektrischen Muskelaktivität bei Gesunden sind u.a. auch Reflexstudien bei Messungen der elektrischen Muskelaktivität

betrieben worden. Messungen der elektrischen Muskelaktivität werden ferner zu Untersuchungen über Wirkungen von Training oder Ermüdung auf die Muskulatur herangezogen. Im Bereich der Arbeitsphysiologie taucht die Frage auf, in welcher Weise eine optimale Anpassung im Mensch-Maschine-System erreicht werden kann. Der Grad der Optimalisierung kann durch Untersuchung der elektrischen Muskelaktivität bestimmt werden.

5.2 Klinische Bedeutung der elektrischen Muskelaktivität

Die elektrische Muskelaktivität ist von klinischer Bedeutung sowohl für die Diagnostik als auch für die Kontrolle von Therapieeffekten. Die klinischen Bereiche, in denen die elektrische Muskelaktivität der Diagnostik dient, sind Neurologie, Psychiatrie und Innere Medizin. Zu den Bereichen, in denen die elektrische Muskelaktivität von Interesse für die Kontrolle von therapeutischen Effekten ist, gehören Pharmakologie und Balneologie. In diesen Fällen wird auf Abweichungen der elektrischen Muskelaktivität von der der gesunden und normalen Personen geachtet.

Der Schwerpunkt der diagnostischen Anwendbarkeit der elektrischen Muskelaktivität liegt auf dem Gebiet der Neurologie. Die Indikation zur Elektromyographie umfaßt alle neuromuskulären Affektionen. MUMENTHALER (17) zählt im besonderen folgende Fragen auf, zu deren Beantwortung die Elektromyographie Wesentliches und zum Teil Entscheidendes beiträgt:

- 1) Differenzierung einer myogenen von einer neurogenen Parese;
- 2) Unterscheidung innerhalb der myogenen Paresen;
- 3) Differenzierung einer peripheren neurogenen Parese von einer chronischen Vorderhornaffektion;
- 4) Erfassung von Frühstadien der Denervation bzw. einer beginnenden Reinnervation;

- 5) Erfassung einer allgemeinen und vor allem einer lokalisierten Schädigung eines peripheren Nervens mittels gleichzeitiger Messung der Erregungsleitungsgeschwindigkeit;
- 6) Lokalisation einer radikulären Schädigung auf Grund der neurogenen Ausfälle in den zugehörigen Muskeln;
- 7) Beitrag zur Erfassung gewisser Stoffwechselstörungen, wie der Tetanie;
- 8) Beitrag zur Diagnose der ischämischen Muskelnekrose, des Sehnenabrisses und der Neuromyotonie.

Die elektrische Muskelaktivität ist somit für alle Erkrankungen des Muskelsystems, der peripheren Nervensystems und des zentralen Nervensystems von Bedeutung, die zu einer Beeinflussung des Elektromyogramms führen.

Auch im Bereich der Psychiatrie wurde die elektrische Muskelaktivität auf ihre Anwendbarkeit geprüft. Emotionen können das Elektromyogramm beeinflussen (9). Da sich die Stärke emotioneller Reaktionen in der Stärke der elektrischen Muskelaktivität spiegelt, ist für Untersuchungen, die eine objektive Erfassung eines psychischen Stresses erstreben, die Messung der elektrischen Muskelaktivität mit Hilfe des Elektromyointegrals besonders geeignet (7). Dabei ist jedoch zu beachten, daß mit dem Elektromyointegral nicht die Emotionen selbst erfaßt werden können, sondern nur die Veränderungen, die die Emotionen im vegetativen System hervorrufen. Über die Qualität von Emotionen liefert die elektrische Muskelaktivität keine Information.

Im Elektromyointegral ist auch ein besonders gutes Maß für die vegetative Labilität bzw. Stabilität von Versuchspersonen gegeben (15). Außerdem kann das Elektromyointegral, wenn es neben anderen Reaktionen bestimmt wird, einen Teilaspekt der vegetativen Gesamteinstellung charakterisieren (15). VON EIFF (8) stellt abnorme Erhöhungen des Elektromyointegrals unter Ruhebedingungen sowohl bei vegetativen Dystonien als auch bei

endogenen Psychosen fest, wobei sich bei letzteren keine charakteristischen Unterschiede zwischen der Zykllothymie und der Schizophrenie erkennen lassen.

Auf dem Gebiet der Inneren Medizin wird eine Erhöhung der elektrischen Muskelaktivität bei Patienten mit vegetativer Übererregbarkeit festgestellt, die klinisch das Bild einer Schilddrüsenüberfunktion, also einer Hyperthyreose bieten, bei denen aber keine Hyperaktivität der Schilddrüse nachweisbar ist (9). Während sich unter Ruhebedingungen am Elektromyointegral keine signifikanten Unterschiede zwischen Patienten mit fixierter Hypertonie, Patienten mit labiler Hypertonie und Personen mit normalem Blutdruck feststellen lassen, zeigt es sich, daß im Rechentest die elektrische Muskelaktivität bei Patienten mit fixierter Hypertonie signifikant höher ist als bei Personen mit normalem Blutdruck (8). Das Elektromyointegral ermöglicht auch die Bestimmung des Ruhe- bzw. Erregungszustandes, in dem sich ein Patient zur Zeit der Untersuchung einer anderen Körperfunktion, z.B. des Blutdrucks, des Grundumsatzes, des Herzminutenvolumens usw. befindet (9). Sehr sorgfältige Grundumsatzmessungen werden möglich. Ein "Grundumsatz im engeren Sinne" kann demnach definiert werden (7,8), und zwar als Energieumsatz unter den üblichen Grundumsatzbedingungen, dessen Wert nicht durch eine erhöhte elektrische Muskelaktivität oder eine Hyperventilation mitbestimmt ist. Da jedoch Grundumsatzwerte sehr stark streuen, kann man bezweifeln, ob sich ein solcher Aufwand überhaupt lohnt.

Schließlich sei die Bedeutung der elektrischen Muskelaktivität für die Kontrolle von Therapieeffekten erwähnt. Das Elektromyointegral ist bei tiefem Schlaf, bei schweren Schlafstörungen sowie bei schweren Schlafstörungen und Einnahme von Meprobamat bestimmt worden (9). Damit ist eine Objektivierung des therapeutischen Erfolges von Pharmaka, die körperliche und psychische Spannungszustände beeinflussen sollen, möglich (9). Bei diesem Vorgehen sollte man jedoch folgendes berücksichtigen: Bei normalem Schlaf tritt

zeitweilig eine REM-Aktivität auf, die u.a. durch starke Augen- und Muskelbewegungen gekennzeichnet ist. Das Fehlen dieser REM-Aktivität beim Schlaf führt zu Deprivationserscheinungen. Ein durch ein Pharmakon erzeugter Schlaf, der mit einer Reduktion der REM-Aktivität, also mit einer Verminderung des Augenrollens und des Muskelzitterns verbunden wäre und deshalb mit Hilfe des Elektromyointegrals objektiviert werden könnte, wäre damit noch nicht ein guter Schlaf.

Die Bestimmung des Elektromyointegrals gestattet außerdem die Erfassung der affektiven Komponente beim experimentell erzeugtem Schmerz sowie beim pathologischen Schmerz (9). Nur die affektive Komponente des Schmerzes gehört dem vegetativen Bereich an und ist deshalb der Untersuchung mit dem Elektromyointegral zugänglich. Die protopathische Komponente des Schmerzes dagegen gehört ihm nicht an und kann deshalb mit dem Elektromyointegral nicht erfaßt werden. Dadurch wird die Objektivierung des analgetischen Effektes eines Medikaments ermöglicht (7).

Auch für die Objektivierung des Erfolges balneologischer bzw. physikalischer Behandlungsmaßnahmen, die häufig eine Umstimmung vegetativer Funktionen zum Ziele haben, kann die Messung der elektrischen Muskelaktivität angewandt werden (15).

5.3 Welche neuen Gesichtspunkte bringen die eigenen Untersuchungen?

5.3.1 Methodische Gesichtspunkte

Bei einem Stichprobenumfang von fast vierhundert Probanden liegt ein breites Untersuchungsspektrum vor. Neben den eigentlichen Meßgrößen der elektrischen Muskelaktivität wurden Alter, Geschlecht, Lebensabschnitt der Frauen und anderes dokumentiert. Damit sind statistische Aussagen über den Einfluß dieser Nebenbedingungen auf die elektrische Muskelaktivität

möglich gewesen.

Die in der Abb. 1 dargestellte Verteilung des Alters der Probanden ähnelt in ihrer Form der bekannten Pyramide der Altersverteilung der Gesamtbevölkerung (2). Es ergibt sich kein Anhalt für die Bevorzugung einer Altersgruppe bei der Stichprobenziehung. Die Aufteilung nach Geschlecht zeigt ein Verhältnis der Geschlechter von annähernd 1:1. Die Anteile der Frauen vor und nach der Menopause an der Gesamtzahl der Frauen entsprechen bei einer Breite des Altersspektrums von 15 bis 70 Jahren annähernd der Situation der Gesamtbevölkerung.

VON EIFF (8) hat bereits die elektrische Muskelaktivität 1 Minute lang unter Ruhebedingungen und 1 Minute lang während Rechenaufgaben gemessen und zu den zwei Meßwerten je ein Histogramm erstellt. Er erhielt Verteilungskurven von positiver Schiefe. Er hat dann die Meßwerte logarithmisch transformiert und Mittelwert sowie Standardabweichung sowohl bei den untransformierten als auch bei den transformierten Meßwerten berechnet. Die Untersuchung des Verfassers dagegen liefert eine im Vergleich zu VON EIFF reichhaltigere Datenbeschreibung. Im Gegensatz zu VON EIFF führt der Verfasser auch noch verschiedene statistische Tests durch, in denen unter anderem auch Einflüsse von Nebenbedingungen auf die elektrische Muskelaktivität untersucht werden. Für die Anwendung von parametrischen statistischen Tests ist das Vorliegen normalverteilter Variablen Voraussetzung. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit, eine Transformation zu finden und vorzunehmen, die die ursprünglich nicht normalverteilt vorliegende elektrische Muskelaktivität in eine annähernd normalverteilte Variable überführt. Dies wird durch die Bildung des natürlichen Logarithmus eines jeden Meßwertes erreicht. Die Entstehung einer logarithmischen Normalverteilung kann darauf zurückgeführt werden, daß viele Zufallsgrößen multiplikativ zusammenwirken (1). Dies läßt sich bei der elektrischen Muskelaktivität dahingehend physiologisch

deuten, daß ihre Lognormalverteilung durch multiplikatives Zusammenwirken der elektrischen Aktivitäten vieler motorischer Einheiten zustande kommt.

Ein weiterer methodischer Gesichtspunkt dieser Arbeit ist die Bildung der Reaktionsfläche in der oben beschriebenen Weise. Dazu einige Bemerkungen. Der Arbeit liegt die Fragestellung zugrunde: Wie reagieren Probanden auf Belastung? Diese Reaktion soll anhand des Elektromyointegrals untersucht werden. Das Problem entsteht, wie die Reaktion zweckmäßig definiert werden kann. Versteht man unter "Reaktion" die Änderung eines Zustandes gegenüber dem vorherigen Zustand, dann bietet sich folgendes Vorgehen an: Man bestimme einen "Ausgangswert" unter Ruhebedingungen und einen "Endwert" bei Belastung möglichst genau und subtrahiere ersteren von letzterem. In dieser Arbeit werden für die Definition des Ausgangswertes lediglich die drei zuletzt gemessenen Ruhewerte verwendet. Dadurch wird die Wirkung der in der Meßreihe vorausgegangenen Ruhewerte eliminiert. Es kann nämlich angenommen werden, daß bei ihnen der gewünschte Ruhezustand noch nicht erreicht war. Dagegen sind alle gemessenen Belastungswerte für die Definition des Endwertes von Interesse. Die Differenz von Endwert und Ausgangswert beschreibt dann die Reaktion. Auf diese Weise wurde also eine physiologisch sinnvolle Metrik für die Reaktion gefunden. Auch daraus ergibt sich die Notwendigkeit, eine Transformation zu finden und vorzunehmen, die ^{die} ursprünglich nicht normalverteilt vorliegende elektrische Muskelaktivität in eine annähernd normalverteilte Variable überführt. Es ist nämlich streng genommen nur dann, wenn eine stetige Variable normalverteilt vorliegt, mathematisch sinnvoll, zu addieren und zu subtrahieren. Und nur, wenn Addition und Subtraktion möglich sind, ist es erlaubt, eine Metrik einzuführen, der eine Differenzbildung zugrunde liegt.

Die Variable "Elektromyointegral" hat gegenüber anderen Variablen, wie z.B. Blutdruck oder Pulsfrequenz, einen interessanten

Aspekt. Während die meisten anderen Variablen nur zu bestimmten Zeitpunkten und in bestimmten Zeitabständen gemessen werden können, wird mit dem Elektromyointegral eine Variable kontinuierlich und analog gemessen. Bei der Variablen "Elektromyointegral" ist man berechtigt, das Maß für die Reaktion auch als Reaktions-"fläche" zu bezeichnen. Der gesamte Prozeß, der zu ihrer Bildung führt, stellt nämlich eine "Zwei-Stufen-Integration" dar. Die erste Integration ist in der Definition des Elektromyointegrals gegeben, denn hierbei wird das Zeitintegral über eine umgeformte Spannung bestimmt. Das Elektromyointegral ist also eine Fläche. Als zweite Integration kann die Bildung des Ausgangswertes und der Reaktionsfläche aufgefaßt werden, denn sie erfolgt im wesentlichen durch Summierung mehrerer EMI-Werte. Der Definition nach liegt zwar eine Mittelung vor, aber die Summenbildung ist dabei das Entscheidende, da die anschließende Division durch die Anzahl der Summanden nur für die Normierung von Bedeutung ist.

5.3.2 Abhängigkeit der Reaktion der elektrischen Muskelaktivität von der Ausgangslage

Bei der Untersuchung der nach Transformation gebildeten Reaktionsfläche auf Abhängigkeit von dem nach Transformation gebildeten Ausgangswert haben sich bei allen Probandengruppen Punktwolken in Form von schrägliegenden Ellipsen ergeben. Die zugehörigen Korrelationskoeffizienten sind durchweg negativ und hochsignifikant von Null verschieden. Dies bedeutet: Je höher bei einem Probanden das Erregungsniveau in Ruhe ist, desto niedriger ist seine Reaktion auf Belastung. Was hier für die elektrische Muskelaktivität festgestellt wird, hat eine Ähnlichkeit mit dem "Ausgangswert-Gesetz" von WILDER (23), das für vegetative Nerven und Organe gefunden wurde. Es besagt: "Je stärker die Erregung des vegetativen Nerven, der Tätigkeitsgrad des vegetativen Organes, desto geringer ist

ceteris paribus ihre Erregbarkeit für fördernde Reize." Das obige Ergebnis und das Ausgangswert-Gesetz läßt sich in die moderne Physiologie folgendermaßen einordnen: Man weiß heute, daß sich das vegetative System und das animalische System u.a. darin unterscheiden, daß jeder Teil des vegetativen Systems (vegetativer Nerv oder vegetatives Organ) einen spezifischen Sättigungsbereich und keine Fähigkeit zur Adaptation besitzt, während die Teile des animalischen Systems keine Sättigungsbereiche, jedoch die Fähigkeit zur Adaptation haben. Unter dem Sättigungsbereich eines vegetativen Teilsystems versteht man die Gesamtheit aller derjenigen Erregungszustände, bei denen ein Stimulus von bestimmter Größe nicht eine vom Erregungszustand unabhängige Reaktion hervorruft, sondern eine Reaktion, die umso kleiner ausfällt, je höher der Erregungszustand vor dem Einwirken des Stimulus war. Dieser Sättigungsbereich umfaßt alle Erregungszustände oberhalb einer bestimmten Grenze. Im Reizstärke-Erregungsstärke-Diagramm ist die Steigung der Kurve innerhalb des Sättigungsbereiches nicht mehr konstant, sondern nimmt kontinuierlich ab und geht gegen Null. Die Adaptationsfähigkeit eines animalischen Teilsystems scheint nur durch die Zerstörung des Teilsystems bei extremer Beanspruchung begrenzt zu sein. Wenn das Zutreffen des "Ausgangswert-Gesetzes" von WILDER für einen bestimmten Teil des vegetativen Systems nachgewiesen werden kann, dann bedeutet dies, daß sich dieser Teil des vegetativen Systems in seinem Sättigungsbereich befindet. Dabei darf jedoch der Meßfehler des Ausgangswertes nicht zu groß sein. Denn es läßt sich mathematisch zeigen, daß unter der Voraussetzung einer Unabhängigkeit von Ausgangswert und Endwert Ausgangswert und Reaktionsfläche umso stärker negativ korreliert sind, je größer die Streuung des Ausgangswertes ist. Mit anderen Worten: Bei großem Meßfehler des Ausgangswertes wird das Ausgangswertgesetz sozusagen "automatisch" erfüllt, das heißt, gleichgültig, ob sich der Teil des vegetativen Systems im Sättigungsbereich

befindet oder nicht. Bei großem Meßfehler ist also nicht der Schluß erlaubt, daß sich der Teil des vegetativen Systems in seinem Sättigungsbereich befindet, sofern das Ausgangswertgesetz erfüllt wird. Die Prüfung des Ausgangswertgesetzes erscheint also bei großem Meßfehler des Ausgangswertes problematisch.

Dieses Problem bestünde nicht, wenn man zur Prüfung des Ausgangswertes statt der Korrelation zwischen Ausgangswert und Reaktionsfläche die Korrelation zwischen Ausgangswert und Endwert untersuchen würde. Ein solches Vorgehen wäre mathematisch sinnvoller, weil in die Berechnung des Endwertes, der von anderer Seite oft als Reaktionsfläche bezeichnet wird, der Ausgangswert nicht eingeht. Die Verwendung der Reaktionsfläche, wie sie in dieser Arbeit definiert wurde, wurde dem Endwert jedoch vorgezogen, weil sie ein physiologisch sinnvolles Maß für die Reaktion darstellt als der Endwert.

Wenn die Untersuchung der Korrelation zwischen Ausgangswert und Reaktionsfläche für jede der betrachteten Probandengruppen zeigt, daß das Ausgangswertgesetz für die elektrische Muskelaktivität erfüllt ist, dann kann dies also sein wegen eines großen Meßfehlers des Ausgangswertes oder deswegen, weil sich die elektrische Muskelaktivität in ihrem Sättigungsbereich befindet.

Vergleicht man dagegen die Probandengruppen "Männer" und "Frauen" hinsichtlich ihres mittleren Ausgangswertes und ihrer mittleren Reaktionsfläche, so ist ebenfalls eine Erfüllung des Ausgangswertgesetzes feststellbar. Jedoch läßt sich dieses Ergebnis nicht durch einen großen Meßfehler des Ausgangswertes erklären. Es ist nämlich der mittlere Ausgangswert der Männer kleiner als der der Frauen und die mittlere Reaktionsfläche der Männer größer als die der Frauen. Bei diesem Vergleich hat die Größe des Meßfehlers des Ausgangswertes nur einen sehr geringen Einfluß auf das Ergebnis. Der Vergleich der Geschlechter in ihrem Ausgangswert und ihrer Reaktionsfläche stellt so-

mit eine zweite Prüfung des Ausgangswertgesetzes dar. Er sichert damit folgende Aussage:

Die elektrische Muskelaktivität befindet sich bei ihrer Reaktion auf Belastung durch Kopfrechnen in ihrem Sättigungsreich.

Der damit geführte Nachweis der Existenz eines Sättigungsreiches für die elektrische Muskelaktivität kennzeichnet sie eindeutig als vegetative Größe. Dies braucht nicht von vornherein klar gewesen zu sein, da der Informationsfluß zum Muskel eindeutig über animalische Nerven verläuft. Man darf jedoch einen vegetativen Effektor annehmen, der das Verhalten des Systems Effektor-Nerv-Muskel bestimmt, so daß sich die elektrische Muskelaktivität bei Untersuchung dieses Systems als vegetative Größe erweist.

Es sei darauf hingewiesen, daß auch die Art der Transformation einen Einfluß darauf hat, ob das Ausgangswertgesetz erfüllt wird oder nicht. So kann es aus mathematischen Gründen bei Verwendung der einen Transformation erfüllt werden, während es sich bei Verwendung einer anderen Transformation als nicht erfüllt erweisen könnte. In dieser Arbeit wurde jedoch als erstes nach einer physiologisch sinnvollen Metrik für die Reaktion gesucht. Die Metrik, die gefunden wurde, erforderte zusätzlich eine ganz bestimmte Transformation, nämlich die logarithmische. Infolgedessen brauchte auch nur bei dieser Transformation geprüft zu werden, ob das Ausgangswertgesetz erfüllt wird oder nicht.

HEIDE, der die an denselben Probanden gemessenen Blutdruckwerte bei ihrer Reaktion auf Belastung durch Kopfrechnen statistisch untersuchte, fand, daß dabei das Ausgangswertgesetz nicht erfüllt wurde (14).

5.3.3 Abhängigkeiten der elektrischen Muskelaktivität von Alter, Geschlecht, Lebensabschnitt und Einfluß der emotionalen Beteiligung

Aus den Korrelationsdiagrammen sowie den linearen Korrelations- und Regressionsanalysen hat sich herausgestellt, daß das Alter weder einen Einfluß auf die elektrische Muskelaktivität unter Ruhebedingungen noch einen Einfluß auf die Reaktion der elektrischen Muskelaktivität bei Belastung durch Kopfrechnen ausübt. Bei allen Probandengruppen sind die Korrelationsdiagramme kreisförmige Punktwolken, wenn man als unabhängige Variable das Alter und als abhängige Variable den nach Transformation gebildeten Ausgangswert bzw. die nach Transformation gebildete Reaktionsfläche wählt. Die Korrelationskoeffizienten hierzu sind nicht auffällig von Null verschieden.

Von den Ergebnissen, die sich aus den Varianzanalysen, den Untersuchungen auf lineare Kontraste nach SCHEFFE und den Kovarianzanalysen herleiten, sind folgende als wesentlich hervorzuheben:

Die Mittelwerte des nach Transformation gebildeten Ausgangswertes zeigen auffällige Unterschiede beim Vergleich der zwei Probandengruppen "alle Männer" und "alle Frauen" und zwar gleichgültig, ob man den Effekt des Alters vorher ausgeschaltet hat oder nicht. Die Unterschiede der Mittelwerte der nach Transformation gebildeten Reaktionsfläche sind bei diesen beiden Probandengruppen auffällig. Schaltet man vorher den Effekt des Alters aus, so sind diese Unterschiede bei den zwei Probandengruppen signifikant bis hochsignifikant. Hingegen sind bei Ausschaltung des Effektes des Ausgangswertes die Unterschiede der Mittelwerte der nach Transformation gebildeten Reaktionsfläche bei den zwei Probandengruppen auffällig. Bei dem Vergleich der zwei Probandengruppen "Frauen vor" und "Frauen nach der Menopause" zeigen die Mittelwerte des nach Transformation gebildeten Ausgangswertes sowie die

Mittelwerte der nach Transformation gebildeten Reaktionsfläche nur statistisch nicht auffällige Zahlendifferenzen. Die mit dem Eintritt der Menopause verbundenen Hormonverschiebungen scheinen demnach die elektrische Muskelaktivität unbeeinflußt zu lassen.

Zieht man zu diesen Feststellungen Aussagen der Datenbeschreibung heran, so sind diese durch folgende Aussagen zu ergänzen: Der Mittelwert des Ausgangswertes ist bei der Probandengruppe "alle Männer" auffällig kleiner als bei der Probandengruppe "alle Frauen", der Mittelwert der Reaktionsfläche dagegen bei der Probandengruppe "alle Männer" auffällig größer als bei der Probandengruppe "alle Frauen". Der Mittelwert des Ausgangswertes der Probandengruppe "Frauen vor der Menopause" liegt unter dem der Probandengruppe "Frauen nach der Menopause", dagegen liegt der Mittelwert der Reaktionsfläche der Probandengruppe "Frauen vor der Menopause" über dem der Probandengruppe "Frauen nach der Menopause", jedoch sind diese Zahlendifferenzen statistisch nicht auffällig. Wenn die Probanden in Gruppen von Männern und Frauen so eingeteilt werden, daß nur Paare aus Mann und Frau mit Homogenität bzgl. Alter und Ausgangswert verwendet werden, auf diese Weise also zwei verbundene Stichproben entstehen, so sind die Unterschiede zwischen beiden Mittelwerten der Reaktionsfläche beider Probandengruppen auffällig. Bei einer solchen Betrachtung ist sowohl der Effekt des Alters als auch der Effekt des Ausgangswertes eliminiert.

Dies zeigt auch das zuvor in 4.7. berichtete Ergebnis der Kovarianzanalyse der Variablen Reaktionsfläche und der Kovariaten Ausgangswert. Es wurde dort ein auffälliger Unterschied zwischen den Mittelwerten der Reaktionsfläche bei den zwei Probandengruppen (alle Männer und alle Frauen) festgestellt, wobei der Effekt des Ausgangswertes ausgeschaltet ist. Hierzu ist zusätzlich die bereits getroffene Feststellung heranzuziehen, daß das Alter weder auf den Ausgangswert noch auf die

Reaktionsfläche einen Effekt besitzt.

Zieht man die Tabellen 1 bis 5 heran, die über die Größenordnung der Mittelwerte aussagen, so ist bei den zwei verbundenen Stichproben zu schließen, daß bei dem festgestellten auffälligen Unterschied der Mittelwerte die Männer die stärker reagierende Probandengruppe, die Frauen die weniger stark reagierende Probandengruppe bilden.

Schließlich seien noch diejenigen Ergebnisse diskutiert, die auf einen Einfluß der emotionellen Beteiligung der Probanden auf ihre elektrische Muskelaktivität hinweisen.

Die Rangsummen nehmen unter Ruhebedingungen mit zunehmender Nummer des Zeitpunkts des Beginns der Registrierung ab. Diese Abnahme läßt sich durch eine Gewöhnung der Probanden an ihre Untersuchungssituation erklären, was bedeutet, daß die emotionelle Beteiligung nachließ. Auffällig war jedoch nur der Unterschied zwischen den Rangsummen des ersten und fünften EMI-Wertes.

Im Gegensatz zu den Rangsummen der Ruhewerte nehmen die Rangsummen der Belastungswerte mit zunehmender Nummer des Zeitpunkts des Beginns der Registrierung zu und zwar bis zum vorletzten Belastungswert. Die Probanden mußten sich offenbar in der Situation des Rechnens zurechtfinden, wobei sich die emotionale Beteiligung steigert. Vom vorletzten zum letzten Belastungswert fallen die Rangsummen ab. Auch hier waren nur die Unterschiede zwischen den Rangsummen des sechsten und achten bzw. neunten EMI-Wertes auffällig. Die Abnahme der Rangsumme des zehnten EMI-Wertes gegenüber der Rangsumme des neunten EMI-Wertes, die bei dem gegebenen Stichprobenumfang mit der angewandten statistischen Methode nicht statistisch gesichert werden kann, läßt sich wiederum durch Gewöhnung der Probanden an ihre Untersuchungssituation erklären. Hier könnte die Gewöhnung an das Kopfrechnen den mit ihm verbundenen emotionalen Streß und die Anspannung vermindert und damit die elektrische Muskelaktivität verringert haben. Während unter Ruhe-

bedingungen die Gewöhnung an die Untersuchungssituation sofort beginnt, würde die Gewöhnung an die durch Kopfrechnen komplizierte Untersuchungssituation erst gegen Ende der Messungen, also verzögert eintreten.

5.4 Welche diagnostische und sonstige medizinische Verwertbarkeit geht aus den eigenen Untersuchungen hervor?

Zunächst sei auf die Verwertbarkeit der Ergebnisse der eigenen Untersuchungen eingegangen. Das Verhalten der elektrischen Muskelaktivität erweist sich als abhängig von dem Geschlecht, jedoch unabhängig von dem Alter der Probanden. Keinen Einfluß auf das Verhalten der elektrischen Muskelaktivität scheinen die mit dem Eintritt der Menopause verbundenen Hormonverschiebungen zu haben. Der geführte Nachweis der Unabhängigkeit vom Alter und von den menopausalen Hormonverschiebungen kann für zukünftige epidemiologische Studien über das Verhalten der elektrischen Muskelaktivität (z.B. bei Lärmbelastung in der Lärmforschung) von Bedeutung sein. Es konnte die Aussage gesichert werden, daß sich die elektrische Muskelaktivität bei ihrer Reaktion auf Belastung durch Kopfrechnen in ihrem Sättigungsbereich befindet. Damit erweist sich die elektrische Muskelaktivität bei dieser Versuchsanordnung als vegetative Größe, und es kann auf die Existenz eines vegetativen Effektors geschlossen werden. Dieses Ergebnis kann für die Theoriebildung in der Neurophysiologie von Bedeutung sein. Die gefundenen Ergebnisse könnten jedoch unter Umständen nicht global verwertbar sein. Es lagen Meßdaten vor, die bei einem Versuch gewonnen wurden, der durch die zugrunde liegende gezielte Fragestellung eingeschränkt war. So gab es z.B. keine Kinder unter den Probanden.

Als nächstes sei die Verwertbarkeit des Elektromyointegrals für mentale Belastungsmessungen betrachtet. Der Anstieg der elektrischen Muskelaktivität bei Belastung läßt sich durch

eine Vigilanzserhöhung bei dem Probanden erklären. Diese Vigilanzserhöhung kann man sich über vier Stufen verlaufend vorstellen: Der Proband sieht als erstes das Diapositiv. Dann nimmt er die Kopfrechenaufgabe auf dem Diapositiv wahr. Dann erfaßt er die Aufgabe. Und schließlich rechnet er die Aufgabe. Bei dem Versuch blieb jedoch unberücksichtigt, wieviele dieser Teilprozesse der jeweilige Proband durchlaufen hat, obwohl die Größe der Vigilanzserhöhung bei dem einzelnen Probanden wahrscheinlich von der Anzahl der durchlaufenen Teilvorgänge abhängig ist. Man kann sich aber auch eine andere Entstehungsmöglichkeit für die Vigilanzserhöhung vorstellen. Die mentale Belastung könnte primär zu einem Blutdruckanstieg führen, der sekundär die Durchblutung vegetativer Zentren verbessert und damit die elektrische Muskelaktivität erhöht. In diesem Fall würden nicht die emotionalen Veränderungen bei der mentalen Belastung, sondern die von ihr ausgelösten Blutdruckveränderungen die elektrische Muskelaktivität entscheidend beeinflussen (22).

Eine Feststellung erscheint in diesem Zusammenhang besonders wichtig: Die elektrische Muskelaktivität ist nicht spezifisch für mentale Prozesse. Sie ist nicht spezifisch für eine bestimmte Informationsverarbeitungsaufgabe und korreliert auch nicht mit der Schwierigkeit dieser Aufgabe. Somit ist das Elektromyointegral gut verwertbar, solange man im vegetativen Bereich bleibt, aber nur mit großen Einschränkungen im Bereich des Kognitiven.

Schließlich sei noch auf die Verwertbarkeit des Elektromyointegrals als eines neben anderen Auswertungsverfahren der elektrischen Muskelaktivität eingegangen. Das Integrationsverfahren beurteilt sowohl Amplitude als auch Frequenz des zeitlichen Vorgangs des Elektromyogramms. Es kann mit einem relativ geringen Aufwand durchgeführt werden. Durch die eigenen Untersuchungen hat es eine Aufwertung erfahren und ist damit in die Nähe anderer aufwendigerer Auswertungsverfahren

der elektrischen Muskelaktivität, wie dem Ratezählverfahren und der Erstellung von Intervall- und Dauerhistogrammen, gerückt. Das Ratezählverfahren bestimmt die Anzahl der Nulldurchgänge bzw. die Überschreitungszahl eines bestimmten Pegels im Elektromyogramm und gibt damit nur eine Information über die Frequenz. Die Erstellung von Intervall- und Dauerhistogrammen haterstmalig SPRENG et. al. (21) vorgestellt und beschrieben. Dabei liefert ein Digitalrechner exakte Verteilungskurven aller vorkommenden Potentialdauern und Intervalle in praktisch beliebigen Zeitbereichen der elektrischen Muskelaktivität. Mitunter erweist sich das Integrationsverfahren für bestimmte Fragestellungen als alleine nicht ausreichend und nur bis zu einem gewissen Grad verwertbar, so daß es zusammen mit anderen aufwendigeren Auswertungsverfahren eingesetzt werden muß. Dies ist z.B. bei der Untersuchung von Myoarthropathien des Kauorgans (3) und der Prüfung der Funktion von Prothesen (10) der Fall.

6. ZUSAMMENFASSUNG

An 386 Probanden im Alter von 15 bis 70 Jahren wurde die elektrische Muskelaktivität im Rahmen einer Fallstudie durch je fünf aufeinanderfolgende Messungen des Elektromyointegrals unter Ruhebedingungen und bei Belastung durch Kopfrechnen untersucht. Dabei wurden die Daten Alter, Geschlecht und - bei Frauen - Lebensabschnitt (vor bzw. nach der Menopause) festgehalten.

Bei allen Probanden war die elektrische Muskelaktivität bei Belastung durch Kopfrechnen im Mittel größer als unter Ruhebedingungen.

Innerhalb der unter Ruhebedingungen vorgenommenen Meßreihe sank die elektrische Muskelaktivität mit zunehmender Nummer des Zeitpunkts des Beginns der Registrierung ab. Bei Belastung durch Kopfrechnen stieg sie bis zum vierten Meßwert an und nahm dann ab. Für die Beurteilung des Ruhezustandes und der Reaktion wurden nur die letzten drei Ruhewerte und alle Belastungswerte herangezogen.

Die Verteilungen der Meßwerte konnten erst nach logarithmischer Transformation in angenäherte Normalverteilungen übergeführt werden. Auch die Verteilungen des Ausgangswertes und der Reaktionsfläche, beide nach logarithmischer Transformation der Meßwerte gebildet, sind angenähert Normalverteilungen. Die elektrische Muskelaktivität im Ruhezustand und ihre Reaktion auf Belastung erwiesen sich als unabhängig vom Alter.

Die Reaktion der elektrischen Muskelaktivität auf Belastung durch Kopfrechnen korrelierte bei den transformierten Werten negativ mit der Ruheaktivität. Unter Ruhebedingungen ist die elektrische Muskelaktivität der Männer kleiner als die der Frauen. Bei Belastung durch Kopfrechnen ist es genau umgekehrt. Damit wurde gesichert, daß sich die elektrische Muskelaktivi-

tät bei ihrer Reaktion auf Belastung durch Kopfrechnen in ihrem Sättigungsbereich befindet, d.h., daß das "Ausgangswert-Gesetz" von WILDER erfüllt ist.

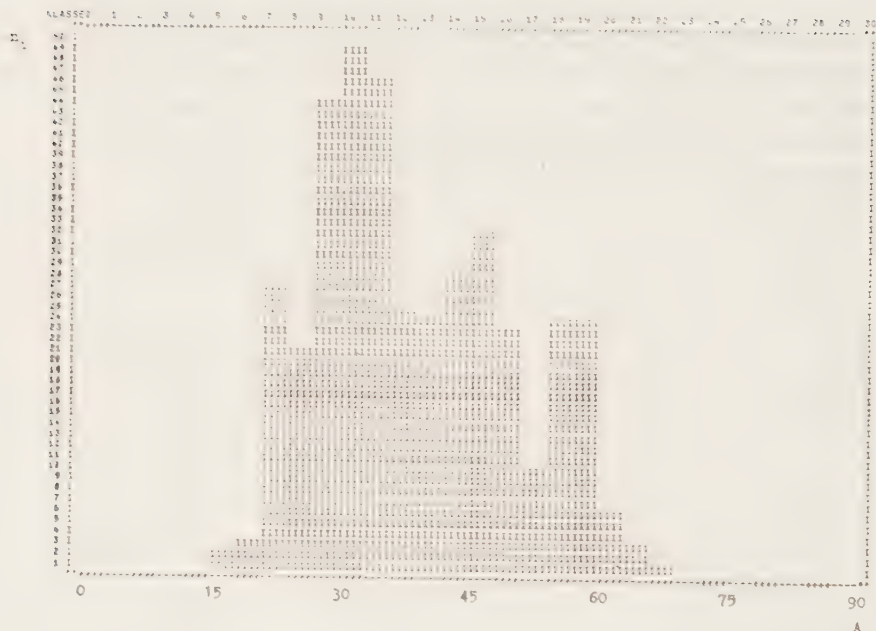
Je nach Aufteilung der Probanden in die verschiedenen Gruppen sind die Unterschiede bei den Ausgangswerten und den Reaktionsflächen auffällig bis hochsignifikant. Hiervon sind ausgenommen die Frauen vor und nach der Menopause, deren Unterschiede sich sowohl bei den Ausgangswerten als auch bei den Reaktionsflächen bei dem gegebenen Stichprobenumfang mit der angewandten statistischen Methode nicht statistisch sichern lassen.

Die Männer reagierten auf Belastung durch Kopfrechnen mit einer auffällig stärkeren Erhöhung der elektrischen Muskelaktivität als die Frauen, wenn man den Effekt von Alter und Ausgangswert ausschaltet.

7. ANHANG

7.1 Abbildungen

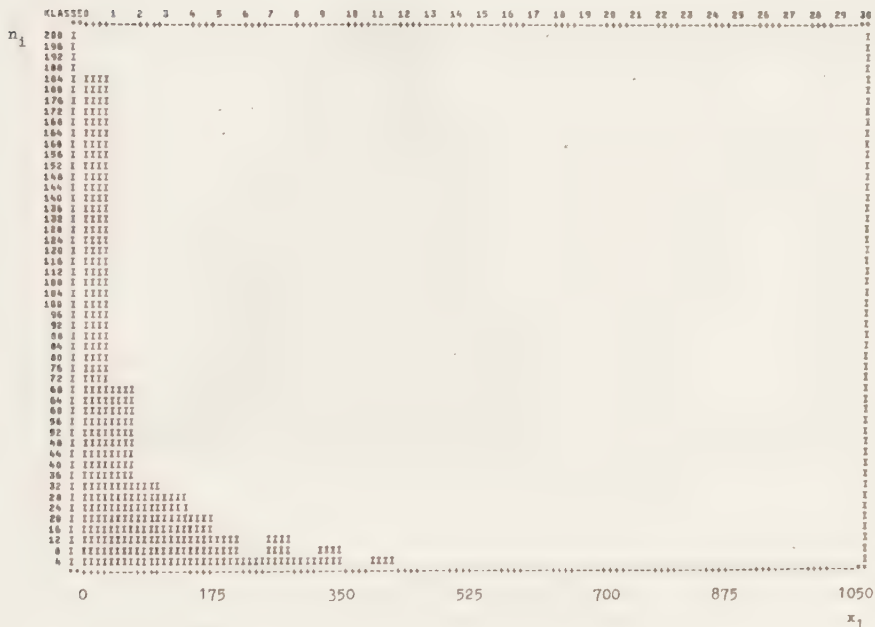
Abb. 1: Häufigkeitsverteilung des Alters
bei den 386 Probanden



Dabei bedeutet:

- A Alter in Lebensjahren (syn. chronologisches Alter),
- n_i ($i=1, \dots, k$) absolute Häufigkeit (syn. Besetzungszahl) der i -ten Klasse.

Abb. 2: Häufigkeitsverteilung des ersten unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Wertes bei den 386 Probanden



Dabei bedeutet:

- x_1 erster unmittelbar aus den Messungen hervorgegangener EMI-Wert,
- n_i ($i=1, \dots, k$) absolute Häufigkeit (syn. Besetzungszahl) der i -ten Klasse.

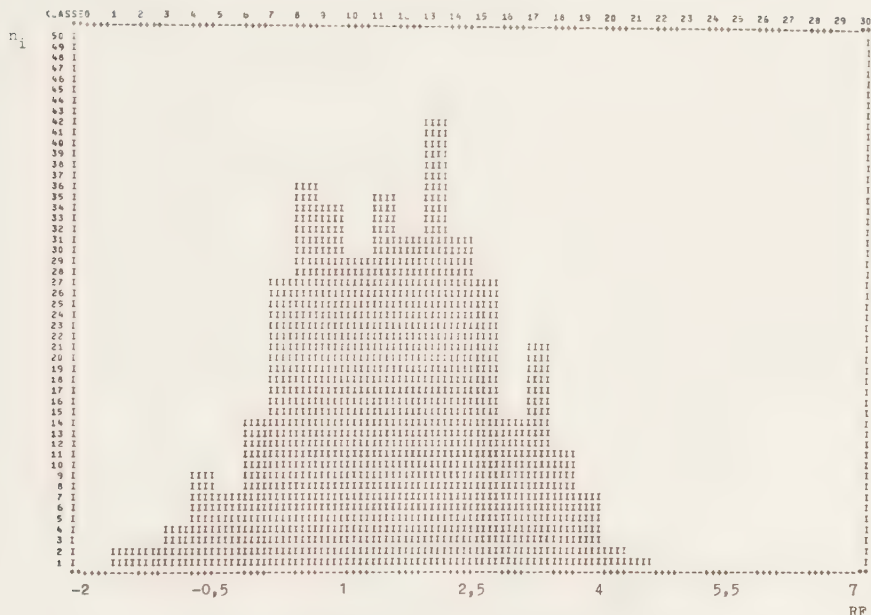
Abb. 3: Häufigkeitsverteilung des Ausgangswertes AW bei allen 386 Probanden



Dabei bedeutet:

AW in 3.1 definierter Ausgangswert,
 n_i ($i=1, \dots, k$) absolute Häufigkeit (syn. Besetzungszahl) der i -ten Klasse.

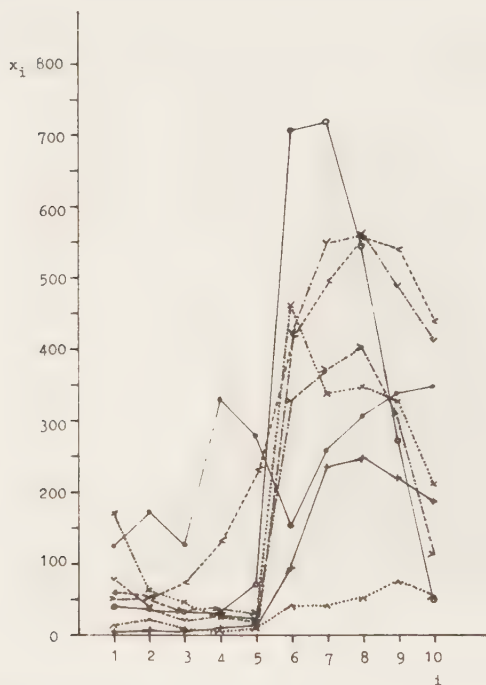
Abb. 4: Häufigkeitsverteilung der Reaktionsfläche RF bei allen 386 Probanden



Dabei bedeutet:

- RF in 3.1 definierte Reaktionsfläche,
 n_i ($i=1, \dots, k$) absolute Häufigkeit (syn. Besetzungszahl) der i -ten Klasse.

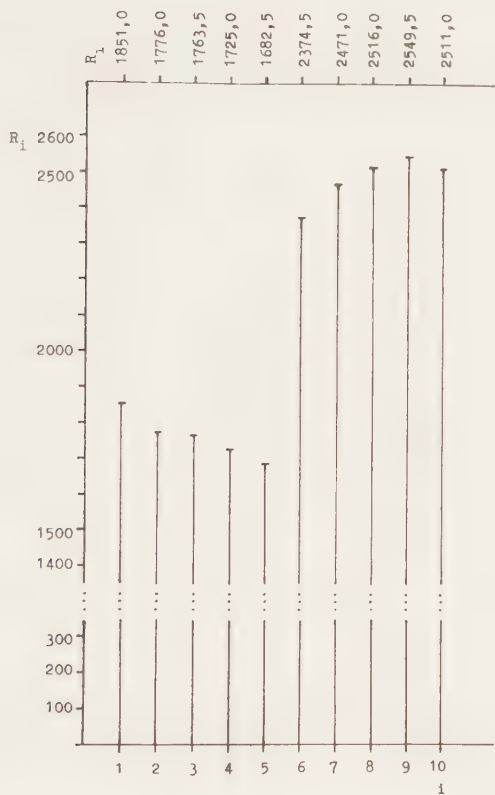
Abb. 5: Zeitlicher Verlauf der 10 unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werte bei 8 zufällig ausgewählten Probanden



Dabei bedeutet:

- i Nummer des Zeitpunkts des Beginns der Registrierung des Elektromyointegrals,
- x_i unmittelbar aus den Messungen hervorgegangener Wert desjenigen Elektromyointegrals, bei dem zum Zeitpunkt mit der Nummer i mit der Registrierung begonnen wurde.

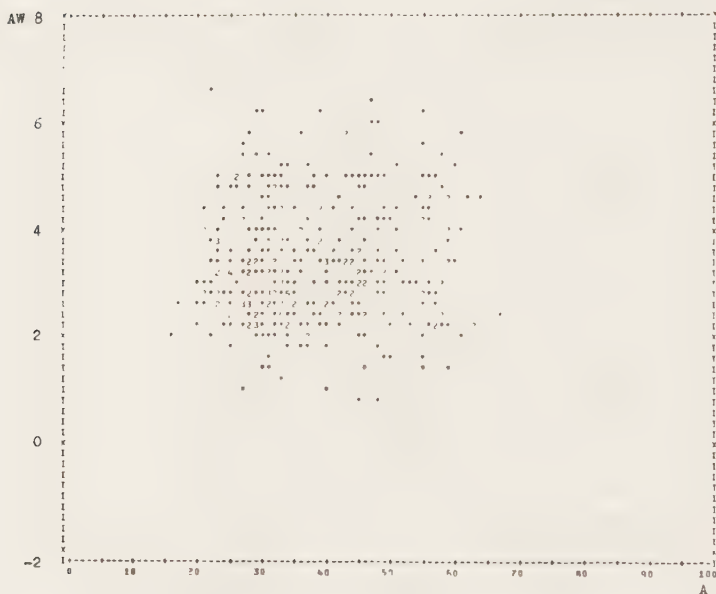
Abb. 6: Rangsummen zu den 10 unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werten über alle 386 Probanden



Dabei bedeutet:

- i Nummer des Zeitpunkts des Beginns der Registrierung des Elektromyointegrals,
- R_i Rangsumme des i -ten unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Wertes.

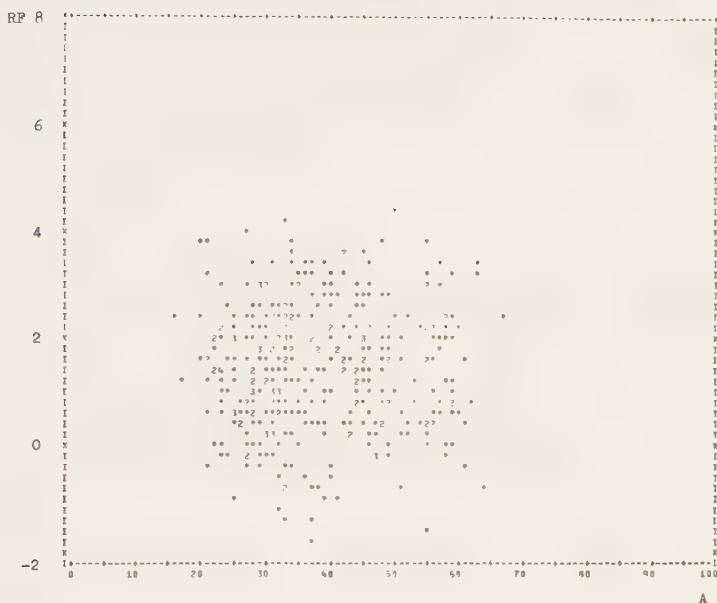
Abb. 7: Zusammenhang zwischen Alter und Ausgangswert AW bei allen 386 Probanden



Dabei bedeutet:

- A Alter in Lebensjahren (syn. chronologisches Alter),
- AW in 3.1 definierter Ausgangswert.

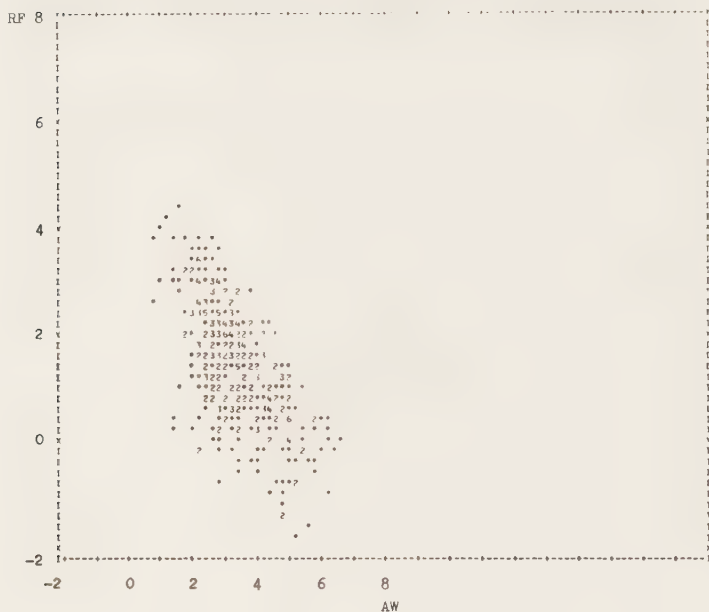
Abb. 8: Zusammenhang zwischen Alter und Reaktionsfläche RF
bei allen 386 Probanden



Dabei bedeutet:

- A Alter in Lebensjahren (syn. chronologisches Alter),
- RF in 3.1 definierte Reaktionsfläche.

Abb. 9: Zusammenhang zwischen Ausgangswert AW und Reaktionsfläche RF bei allen 386 Probanden



Dabei bedeutet:

AW in 3.1 definierter Ausgangswert,

RF in 3.1 definierte Reaktionsfläche.

7.2 Tabellen

Tab. 1: Differenzen von Rangsummenpaaren für die Rangsummen zu den 5 ersten unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werten über alle 386 Probanden

	R_1	R_2	R_3	R_4	R_5
R_1		68	70,5	106	<u>130,5</u>
R_2			2,5	38	62,5
R_3				35,5	60
R_4					24,5

Genau diejenigen Differenzen, deren absoluter Betrag die kritische Differenz 119 erreicht oder überschreitet sind durch Unterstreichen hervorgehoben.

Tab. 2: Differenzen von Rangsummenpaaren für die Rangsummen zu den 5 letzten unmittelbar aus den Messungen hervorgegangenen EMI-Werten über alle 386 Probanden

	R_6	R_7	R_8	R_9	R_{10}
R_6		-7	<u>-122</u>	<u>-138</u>	-104
R_7			- 43	- 59	- 25
R_8				- 16	+ 18
R_9					+ 34

Genau diejenigen Differenzen, deren absoluter Betrag die kritische Differenz 119 erreicht oder überschreitet, sind durch Unterstreichen hervorgehoben.

Tab. 3: Lineare Korrelationen zwischen Ausgangswert AW als abhängige und Alter als unabhängige Variable bei allen 386 Probanden (P), bei allen 187 Männern (M), bei allen 199 Frauen (F), bei allen 156 Frauen vor der Menopause (F_v) bzw. bei allen 43 Frauen nach der Menopause (F_n)

	r	$\hat{t}$
P :	0,07	$1,36 \leq t_{(384;0,05)} \approx 1,97$
M :	0,03	$1,41 \leq t_{(185;0,05)} \approx 1,97$
F :	0,12	$1,64 \leq t_{(197;0,05)} \approx 1,97$
F_v :	0,05	$0,57 \leq t_{(154;0,05)} \approx 1,98$
F_n :	0,15	$0,94 \leq t_{(41;0,05)} \approx 2,02$

Dabei bedeutet:

r Korrelationskoeffizient,
 $\hat{t}$ Prüfgröße zum Prüfen des Vorhandenseins einer Korrelation.

Tab. 4: Lineare Korrelationen zwischen Reaktionsfläche RF als abhängige und Alter als unabhängige Variable bei allen 386 Probanden (P), bei allen 187 Männern (M), bei allen 199 Frauen (F), bei allen 156 Frauen vor der Menopause (F_v) und bei allen 43 Frauen nach der Menopause (F_n)

	r	$\hat{t}$
P :	0,02	$0,41 \leq t_{(384;0,05)} \approx 1,97$
M :	0,07	$0,95 \leq t_{(185;0,05)} \approx 1,97$
F :	-0,04	$-0,56 \geq -t_{(197;0,05)} \approx -1,97$
F_v :	-0,05	$-0,59 \geq -t_{(154;0,05)} \approx -1,98$
F_n :	-0,07	$-0,42 \geq -t_{(41;0,05)} \approx -2,02$

Dabei bedeutet:

r Korrelationskoeffizient,
 $\hat{t}$ Prüfgröße zum Prüfen des Vorhandenseins einer Korrelation.

Tab. 5: Lineare Korrelationen und Regressionen zwischen Reaktionsfläche RF als abhängige und Ausgangswert AW als unabhängige Variable bei allen 386 Probanden (P), bei allen 187 Männern (M), bei allen 199 Frauen (F), bei allen 157 Frauen vor der Menopause (F_v) bzw. bei allen 43 Frauen nach der Menopause (F_n)

	a	b	r	$\hat{t}$
P :	3,9	-0,7	-0,66	$-17,04 \leq -t_{(384;0,001)} \approx -3,3$
M :	4,2	-0,7	-0,68	$-12,58 \leq -t_{(185;0,001)} \approx -3,3$
F :	3,6	-0,6	-0,61	$-10,89 \leq -t_{(197;0,001)} \approx -3,3$
F_v :	3,4	-0,6	-0,57	$-8,59 \leq -t_{(154;0,001)} \approx -3,4$
F_n :	4,4	-0,8	-0,78	$-8,02 \leq -t_{(41;0,001)} \approx -3,5$

Dabei bedeutet:

- a Achsenabschnitt der Regressionsgeraden auf der Ordinate,
- b Steigung der Regressionsgeraden (syn. Regressionskoeffizient),
- r Korrelationskoeffizient,
- $\hat{t}$ Prüfgröße zum Prüfen des Vorhandenseins einer Korrelation.

Tab. 6: Parameter und Kennzeichen der transformierten Verteilungen bei Erfassung aller 386 Probanden

x	$\bar{x}$	s	γ	min(x)	max(x)	(k ₁ , k ₂)
ln(x ₁)	3,71	1,19	0,18	0,00	6,75	3,55 3,87
ln(x ₂)	3,61	1,16	0,28	0,00	6,79	3,46 3,76
ln(x ₃)	3,53	1,17	0,31	0,00	6,78	3,38 3,69
ln(x ₄)	3,46	1,15	0,39	0,00	6,72	3,30 3,61
ln(x ₅)	3,39	1,17	0,36	0,00	6,75	3,24 3,55
ln(x ₆)	4,84	1,04	-0,48	1,79	6,91	4,70 4,97
ln(x ₇)	4,99	1,03	-0,68	1,10	6,91	4,86 5,13
ln(x ₈)	5,04	1,03	-0,74	1,39	6,91	4,90 5,17
ln(x ₉)	5,06	0,99	-0,65	1,95	6,91	4,93 5,19
ln(x ₁₀)	5,00	1,05	-0,63	1,39	6,91	4,86 5,13
AW	3,46	1,11	0,50	0,83	6,75	3,31 3,61
RF	1,53	1,16	0,04	-1,65	4,60	1,37 1,68

Dabei bedeutet:

x _i (i=1,...,10)	i-ter unmittelbar aus den Messungen hervorgegangener EMI-Wert,
AW	in 3.1 definierter Ausgangswert,
RF	in 3.1 definierte Reaktionsfläche,
$\bar{x}$	arithmetischer Mittelwert der Variablen x,
s	Standardabweichung der Verteilung der Variablen x,
γ	Schiefte der Verteilung der Variablen x,
min(x)	minimaler Wert der Variablen x,
max(x)	maximaler Wert der Variablen x,
(k ₁ , k ₂)	Konfidenzbereich der Variablen x bei der Irrtumswahrscheinlichkeit 0,01.

Tab. 7: Parameter und Kennzeichen der transformierten Verteilungen bei Zusammenfassung aller 187 Männer zu einer Probandengruppe

x	$\bar{x}$	s	γ	min(x)	max(x)	(k ₁ , k ₂)
ln(x ₁)	3,59	1,23	0,27	0,00	6,60	3,35 3,82
ln(x ₂)	3,48	1,19	0,40	0,00	6,54	3,25 3,71
ln(x ₃)	3,40	1,24	0,45	0,00	6,48	3,17 3,64
ln(x ₄)	3,30	1,20	0,58	0,00	6,40	3,08 3,53
ln(x ₅)	3,24	1,22	0,47	0,00	6,40	3,01 3,47
ln(x ₆)	4,92	1,08	-0,37	1,79	6,72	4,71 5,12
ln(x ₇)	5,06	1,06	-0,39	2,20	6,91	4,86 5,26
ln(x ₈)	5,12	1,04	-0,54	2,30	6,79	4,92 5,32
ln(x ₉)	5,10	1,02	-0,66	2,08	6,85	4,90 5,29
ln(x ₁₀)	5,02	1,11	-0,58	2,30	5,91	4,81 5,23
AW	3,31	1,16	0,70	0,83	6,43	3,09 3,53
RF	1,73	1,25	-0,09	-1,06	4,60	1,49 1,96

Dabei bedeutet:

x _i (i=1,...,10)	i-ter unmittelbar aus den Messungen hervorgegangener EMI-Wert,
AW	in 3.1 definierter Ausgangswert,
RF	in 3.1 definierte Reaktionsfläche,
$\bar{x}$	arithmetischer Mittelwert der Variablen x,
s	Standardabweichung der Verteilung der Variablen x,
γ	Schiefe der Verteilung der Variablen x,
min(x)	minimaler Wert der Variablen x,
max(x)	maximaler Wert der Variablen x,
(k ₁ , k ₂)	Konfidenzbereich der Variablen x bei der Irrtumswahrscheinlichkeit 0,01.

Tab. 8: Parameter und Kennzeichen der transformierten Verteilungen bei Zusammenfassung aller 199 Frauen zu einer Probandengruppe

x	$\bar{x}$	s	γ	min(x)	max(x)	(k ₁ , k ₂)
ln(x ₁)	3,83	1,14	0,14	1,39	6,75	3,62 4,04
ln(x ₂)	3,74	1,11	0,20	1,39	6,79	3,53 3,94
ln(x ₃)	3,65	1,09	0,24	0,00	6,78	3,45 3,85
ln(x ₄)	3,60	1,08	0,27	0,69	6,72	3,40 3,80
ln(x ₅)	3,54	1,09	0,34	1,10	6,75	3,34 3,74
ln(x ₆)	4,76	1,00	-0,66	2,08	6,91	4,58 4,95
ln(x ₇)	4,93	1,01	-1,03	1,10	6,91	4,75 5,12
ln(x ₈)	4,96	1,02	-0,97	1,39	6,91	4,78 5,15
ln(x ₉)	5,03	0,96	-0,66	1,95	6,91	4,85 5,21
ln(x ₁₀)	4,97	1,00	-0,71	1,39	6,91	4,79 5,16
AW	3,60	1,04	0,36	1,46	6,75	3,40 3,79
RF	1,34	1,05	-0,18	-1,65	3,88	1,14 1,53

Dabei bedeutet:

x _i (i=1,...,10)	i-ter unmittelbar aus den Messungen hervorgegangener EMI-Wert,
AW	in 3.1 definierter Ausgangswert,
RF	in 3.1 definierte Reaktionsfläche,
$\bar{x}$	arithmetischer Mittelwert der Variablen x,
s	Standardabweichung der Verteilung der Variablen x,
γ	Schiefte der Verteilung der Variablen x,
min(x)	minimaler Wert der Variablen x,
max(x)	maximaler Wert der Variablen x,
(k ₁ , k ₂)	Konfidenzbereich der Variablen x bei der Irrtumswahrscheinlichkeit 0,01.

Tab. 9: Parameter und Kennzeichen der transformierten Verteilungen bei Zusammenfassung aller 156 Frauen vor der Menopause zu einer Probandengruppe

x	$\bar{x}$	s	δ	min(x)	max(x)	(k ₁ , k ₂)
ln(x ₁)	3,77	1,13	0,29	1,39	6,75	3,54 4,01
ln(x ₂)	3,68	1,10	0,32	1,39	6,79	3,45 3,91
ln(x ₃)	3,59	1,03	0,32	0,00	6,78	3,37 3,82
ln(x ₄)	3,53	1,07	0,38	0,69	6,72	3,31 3,75
ln(x ₄)	3,50	1,09	0,48	1,10	6,75	3,27 3,73
ln(x ₅)	4,68	1,07	-0,48	2,08	6,91	4,46 4,90
ln(x ₅)	4,85	1,06	-0,86	1,10	6,91	4,63 5,07
ln(x ₈)	4,90	1,07	-0,85	1,39	6,91	4,67 5,12
ln(x ₉)	5,00	1,00	-0,60	1,95	6,91	4,80 5,21
ln(x ₉)	4,96	1,03	-0,70	1,39	6,91	4,74 5,18
AW	3,54	1,03	0,52	1,48	6,75	3,32 3,76
RF	1,34	1,04	-0,39	-1,65	3,88	1,12 1,55

Dabei bedeutet:

x _i (i=1,...,10)	i-ter unmittelbar aus den Messungen hervorgegangener EMI-Wert,
AW	in 3.1 definierter Ausgangswert,
RF	in 3.1 definierte Reaktionsfläche,
$\bar{x}$	arithmetischer Mittelwert der Variablen x,
s	Standardabweichung der Verteilung der Variablen x,
δ	Schiefe der Verteilung der Variablen x,
min(x)	minimaler Wert der Variablen x,
max(x)	maximaler Wert der Variablen x,
(k ₁ , k ₂)	Konfidenzbereich der Variablen x bei der Irrtumswahrscheinlichkeit 0,01.

Tab. 10: Parameter und Kennzeichen der transformierten Verteilungen bei Zusammenfassung aller 43 Frauen nach der Menopause zu einer Probandengruppe

x	$\bar{x}$	s	min(x)	max(x)	(k ₁ , k ₂)
ln(x ₁)	4,02	1,18	-0,39	1,95	5,71 3,54 4,51
ln(x ₂)	3,95	1,17	-0,21	1,39	5,89 3,47 4,43
ln(x ₃)	3,87	1,10	-0,06	1,61	5,93 3,42 4,32
ln(x ₄)	3,84	1,09	-0,11	1,39	5,80 3,39 4,29
ln(x ₅)	3,68	1,12	-0,18	1,39	5,63 3,22 4,14
ln(x ₆)	5,07	0,67	-1,41	2,77	6,08 4,79 5,34
ln(x ₇)	5,23	0,73	-1,77	2,77	6,16 4,93 5,53
ln(x ₈)	5,21	0,77	-1,28	2,89	6,21 4,89 5,53
ln(x ₉)	5,13	0,83	-0,92	3,00	6,35 4,79 5,47
ln(x ₁₀)	5,02	0,87	-0,68	2,89	6,55 4,66 5,38
AW	3,80	1,05	-0,16	1,46	5,47 3,37 4,23
RF	1,33	1,08	0,54	-0,75	3,87 0,89 1,78

Dabei bedeutet:

x _i (i=1,...,10)	i-ter unmittelbar aus den Messungen hervorgegangener EMI-Wert,
AW	in 3.1 definierter Ausgangswert,
RF	in 3.1 definierte Reaktionsfläche,
$\bar{x}$	arithmetischer Mittelwert der Variablen x,
s	Standardabweichung der Verteilung der Variablen x,
min(x)	Schiefe der Verteilung der Variablen x,
max(x)	minimaler Wert der Variablen x,
(k ₁ , k ₂)	maximaler Wert der Variablen x,
	Konfidenzbereich der Variablen x bei der Irrtumswahrscheinlichkeit 0,01.

7.3 Literaturverzeichnis

- (1) AITCHISON, J. and BROWN, J.A.C.: The Lognormal Distribution. Cambridge 1957
- (2) BAYERISCHES STATISTISCHES LANDESAMT: Statistisches Jahrbuch für Bayern. München 1972
- (3) BÜCKING, W.: Elektromyographische Untersuchungen bei Patienten mit Myoarthropathien unter besonderer Berücksichtigung verschiedener Auswertungsverfahren. Dissertation, Erlangen 1974
- (4) DEUTSCHE FORSCHUNGSGEMEINSCHAFT: Fluglärmwirkungen Bd.1. Boppard 1974
- (5) EIFF, A.W. VON: Der Einfluß seelischer Belastungen auf Stoffwechsel und Muskeltonus. Verh. dtsh. Ges. inn. Med. 58, 468-471 (1952)
- (6) EIFF, A.W. VON, GÜPFERT, H., PFLEIDERER, F. und STEFFEN, PH.: Das Verhalten des Muskeltonus und Energiestoffwechsels bei psychologischen Testuntersuchungen. Z. f. d. ges. Inn. Med. 7, 830-835 (1952)
- (7) EIFF, A.W. VON und MEYER-EPPLER, W.: Elektromyointegrator, ein Gerät zur quantitativen Auswertung von Muskelaktionsströmen. Klin. Wsch. 34, 484-486 (1956)
- (8) EIFF, A.W. VON: Klinische Aspekte des Muskeltonus. In: BAUER, K.FR. (Hrsg.): Medizinische Grundlagenforschung Bd. 3. Stuttgart 1960
- (9) EIFF, A.W. VON: Zentralnervöse Beeinflussung des Elektromyogramms. Verh. dtsh. Ges. inn. Med. 71, 160-170 (1965)

- (10) FÖRSCHER, R.: Die Beeinflussung der perioralen Muskulatur durch Totalprothesen - eine elektromyographische Untersuchung unter Einsatz verschiedener Auswerteverfahren. Dissertation, Erlangen 1974
- (11) GESELLSCHAFT FÜR STRAHLEN- UND UMWELTFORSCHUNG und INSTITUT FÜR MEDIZINISCHE DATENVERARBEITUNG: STATSYS, Beschreibung und Benutzeranleitung, herausgegeben von N. VICTOR, A. HÖRMANN, L. EDER. München 1973
- (12) GÖPFERT, H., BERNMEIER, A. und STÜFLER, R.: Über Steigerungen des Energiestoffwechsels und der Muskelinnervation bei geistiger Arbeit. Pflügers Arch. 256, 304-320 (1953)
- (13) GÖPFERT, H.: Über den Tonus der Skelettmuskulatur. In: BAUER, K.FR. (Hrsg.): Medizinische Grundlagenforschung Bd. 3. Stuttgart 1960
- (14) HEIDE, F.: Zur statistischen Methodik der Verlaufsanalyse von Blutdruckwerten unter Streßbedingungen. Dissertation, Erlangen 1977
- (15) JÜRGENS, H.: Die Bedeutung des Myointegrals in der Myographie. Arch. physik. Therap. 15. 405-409 (1963)
- (16) LIENERT, G.A.: Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik Bd. 1. 2. völlig neu bearb. Aufl. Meisenheim 1973
- (17) MUMENTHALER, M.: Neurologie. 5. Neubearb. u. erweitert. Aufl. Stuttgart 1976
- (18) OSTLE, B.: Statistics in Research. 2nd. ed. Ames, Iowa 1963
- (19) SACHS, L.: Angewandte Statistik. 4. Aufl. Berlin, Heidelberg, New York 1973

- (20) SCHEFFE, H.: The Analysis of Variance. New York 1959
- (21) SPRENG, M., BUMM, P. und WIGAND, M.E.: Ein elektronisches Verfahren zur statistischen Auswertung von Elektromyogrammen mit Hilfe von Dauer- und Intervallhistogrammen. Pflügers Arch. 298, 271-281 (1968)
- (22) SPRENG, M.: Persönliche Mitteilung 1978
- (23) WILDER, J.: Das "Ausgangswert-Gesetz" - Ein unbeachtetes biologisches Gesetz; seine Bedeutung für Forschung und Praxis. Klin. Wschr. 10, 1889-1893 (1931)

Dem Verfasser dieser Arbeit wurde nach ihrem Abschluß noch folgender Artikel bekannt:

- (24) WALL, K.-D.: Statistical Methods to Study WILDER's Law of Initial Values. Biom. Z. 19, 613-625 (1978)

Herrn Prof. Dr. L. Horbach, Leiter des Instituts für Medizinische Statistik und Dokumentation der Universität Erlangen-Nürnberg, und Herrn Dr. G. Hommel, Assistent am selben Institut, danke ich für die freundliche Betreuung dieser Arbeit und die stete Bereitschaft zur Diskussion.

Danken möchte ich auch Herrn Prof. Dr. M. Spreng, Wissenschaftlicher Rat am Institut für Physiologie und Biokybernetik der Universität Erlangen-Nürnberg, für zahlreiche Anregungen.

Lebenslauf

Am 2. August 1949 wurde ich, Claus Wengel, als Sohn des Dipl.-Ing. Herbert Wengel und seiner Ehefrau Erna, geb. Baumgart, in Berlin-Schmargendorf geboren.

Von 1955 bis 1959 besuchte ich die Friedrich-Rückert-Schule in Erlangen, von 1959 bis zum Abitur im Jahre 1968 das mathematisch-naturwissenschaftliche Ohm-Gymnasium in Erlangen.

An der Universität Erlangen-Nürnberg studierte ich im Wintersemester 1968/69 Mathematik und Physik; im Sommersemester 1969 begann ich das Studium der Medizin und schloß es im August 1977 mit dem Staatsexamen ab.

Vom 1. September 1977 bis zum 31. August 1978 war ich als Medizinalassistent an Erlanger Universitätskliniken tätig: während der ersten vier Monate im Bereich der Chirurgie, danach vier Monate im Bereich der Inneren Medizin, anschließend einen Monat im Bereich der Psychiatrie und während der letzten drei Monate im Bereich der Neurologie.

Vom 1. Oktober 1978 bis zum 30. Juni 1979 war ich als Assistenzarzt in der Nervenlinik Bamberg tätig. Zur Zeit arbeite ich in einem klinischen Labor in Bielefeld.

